

Optimalizace elektrického modelu srdce

Optimalization of electrical model of the heart

Daniel Laryš

Diplomová práce

Vedoucí práce: doc. Ing. Martin Augustynek, Ph.D.

Ostrava, 2021

Prohlášení studenta

„Potvrzuji tímto, odevzdání své digitální kvalifikační práce. Prohlašuji, že jsem tuto kvalifikační práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal .“

30. dubna 2021, v Ostravě.

Abstrakt

Diplomová práce má za cíl rozšířit o levou komoru srdeční umělý elektrický model srdce, který umožňuje generovat srdeční impulsy připojením k vývojové desce NI Elvis II. Připojením kardiostimulátoru lze na vstupech snímat jak samotné srdeční impulsy elektrického modelu srdce, tak stimulující impulsy kardiostimulátoru. Přítomna je také optická vizualizace těchto událostí v reálném čase. Ovládání probíhá skrze přehledné, funkční a responzivní uživatelské rozhraní programového prostředí Labview na základě kterého lze zobrazit a uložit výsledně zachycené signály. Generovanou aktivitu je možné upravit tak, aby bylo možné simulovat poruchy převodního systému srdečního, za pomoci uživatelského rozhraní nebo volbou vhodných vybraných elektronických prvků. Celkově je možné výchozí aktivitu aplikovat pro tři srdeční dutiny – pravou komoru, pravou síň a levou komoru srdeční.

Klíčová slova

Kardiostimulace, levá komora, pravá komora, pravá síň, srdeční poruchy, čítač, NE555, elektrody, Labview

Abstract

The master's thesis aims to expand the left ventricle of the cardiac artificial electrical model of the heart, which allows you to generate heartbeats by connecting to the development board NI Elvis II. By connecting a pacemaker, the inputs can be used to read both the heart pulses of the electrical model of the heart and the pacing pulses of the pacemaker. There is also a visual visualization of these events in real time. The control takes place through a clear, functional and responsive user interface of the Labview software environment, on the basis of which the resulting captured signals can be displayed and saved. The generated activity can be modified so that it is possible to simulate faults in the cardiac conduction system, using the user interface or by selecting suitable selected electronic elements. In total, the initial activity can be applied to three heart cavities - the right ventricle, the right atrium and the left ventricle.

Keywords

Cardiac pacing, left ventricle, right ventricle, right atrium, heart disorders, counter, NE555, electrodes, Labview

Poděkování

Rád bych tímto poděkoval za vedení práce a poskytnutí kardiostimulační techniky

panu doc. Ing. Martinu Augustynkovi, Ph.D.

Také bych rád poděkoval své přítelkyni a rodičům spolu s bratrem za podporu při studiu.

Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratk	7
Seznam ilustrací.....	8
Seznam tabulek	10
Seznam grafů	10
Úvod	12
1. Srdce z pohledu elektrofyzologie a patologie.....	13
1.1. Akční potenciál myokardu	13
1.2. Vybrané vlastnosti buněk myokardu	14
1.3. Vsruch, šíření a automacie	14
2. Arytmie	15
2.1. Vznik arytmií	15
2.2. Popis a charakteristika arytmií	15
3. Kardiostimulace	17
3.1. Dělení kardiostimulátorů.....	17
3.1.1. Kardiostimulace nepřímá	17
3.1.2. Kardiostimulace přímá.....	17
3.1.3. Kardiostimulátory pro krátkodobé použití	17
3.1.4. Kardiostimulátory pro dlouhodobé použití	17
3.1.5. Neřízená stimulace	18
3.1.6. Řízené P – vlnou.....	18
3.1.7. Řízené R – vlnou (inhibované)	18
3.1.8. Řízené R – vlnou (spouštěné)	18
3.1.9. Dvoudutinové	18
3.1.10. Programovatelné	19
3.2. Specifikace bloků, z kterých se skládá kardiostimulátor	19
3.3. Kódování kardiostimulátorů	20
3.4. Nejčastější problémy spojené s kardiostimulátory	21
3.5. Stimulování a snímání kardiostimulátorem.....	21

4.	Vývoj generátoru srdečních impulsů	24
4.1.	Čítač impulsů NE555	26
4.2.	Horní propust	30
4.3.	Aktivní usměrňovač	35
4.4.	Invertující operační zesilovač	38
4.5.	Analýza generátoru srdečních impulsů	41
4.5.1.	Měření všech frekvencí horní propusti pro střidu 10%	42
4.5.2.	Analýza horní propusti se změnou odporu R_1 a kondenzátoru C_3	43
4.6.	Vytvoření desky plošných spojů	47
5.	Použití SW Labview ke generaci sledu impulsů	49
5.1.	Blok přepočtu vstupních parametrů	50
5.2.	Blok vytvoření signálu čítačů	51
5.3.	Blok generování impulsů čítačů	52
6.	Uživatelské prostředí v SW Labview	53
6.1	Nastavení AD/DA převodníků a parametrů čítačů	53
6.2	Nastavení parametrů analogových výstupů a detekce	54
6.3	Zobrazení srdečních signálů a stimulace	54
6.4	Ostatní parametry stimulace a vizualizace detekce	54
6.5	Detektor simulace a stimulace	55
7.	Testování systému vybraným kardiostimulátorem	57
7.1.	Testování na pravé síni a levé komoře	57
7.1.1.	DDDR mód pro pravou síň a levou komoru	58
7.2.	Testování na pravé síni a pravé komoře	63
7.2.1.	DDDR mód pro pravou síň a pravou komoru	63
8.	Zhodnocení dosažených výsledků	70
9.	Diskuse	71
10.	Závěr	72
	Literatura	73

Přílohy 1

Seznam použitých symbolů a zkratek

A – ampér – jednotka proudu [A]

AO0 – z anglického analog output zero – analogový výstup nula

AO1 – z anglického analog output one – analogový výstup jedna

DAQmx – knihovna, kterou využívají vybrané zařízení firmy National Instruments ke své funkci

double – typ proměnné, reprezentující datový typ

e – Eulerovo číslo

Hz – jeden hertz – jednotka frekvence [Hz]

Integer – typ proměnné, reprezentující datový typ

k – kilo, jednotková předpona 10^3

m – mili, jednotková předpona 10^{-3}

M – mega, jednotková předpona 10^6

μ - mikro, jednotková předpona 10^{-6}

Ω – Ohm, jednotka odporu

τ – malé tau – řecké písmeno označující časovou konstantu RC [sekunda]

V – volt – jednotka napětí [V]

VPS – Variable power supply – nastavitelný zdroj u kterého lze měnit napětí

Waveform – typ proměnné, reprezentující datový typ sloužící pro vykreslení dat

Seznam ilustrací

Obrázek 1 – Anatomie srdce. [3]	13
Obrázek 2 – Akční potenciál myokardu. [5]	14
Obrázek 3 – Znázornění programovatelnosti u kardiostimulátorů pomocí telemetrie. [10].....	19
Obrázek 4 – Popis bloků kardiostimulátoru. [11].....	20
Obrázek 5 - Programovatelný kardiostimulátor. [16]	22
Obrázek 6 - Permanentní elektroda kardiostimulátoru, moderní varianta. [16]	22
Obrázek 7 - Permanentní kardiostimulační elektroda, šroubovitý typ. [16].....	23
Obrázek 8 – Blokové schéma zapojení elektrického srdce generující signál tři míst v srdci.....	24
Obrázek 9 – Blokové schéma k vytvoření třetího místa srdečního.....	25
Obrázek 10 – Místo měření na čítači Elvis II.....	25
Obrázek 11 – Schéma zapojení klopného obvodu RS. [18].....	26
Obrázek 12 – Vnitřní schéma integrovaného obvodu NE555. [19].....	27
Obrázek 13 – Zapojení simulace NE555 v programu Multisim.	28
Obrázek 14 - Návrh zapojení integrovaného obvodu NE555 pro generování sledu impulsů.	29
Obrázek 15 – Schéma zapojení horní propusti.....	30
Obrázek 16 – Zapojení horní propusti v simulátoru Multisim pro frekvenci 0,5 Hz.	31
Obrázek 17 – Zapojení NE555 společně s horní propusti pro měření.....	32
Obrázek 18 – Zapojení operačního zesilovače jako usměrňovače.....	36
Obrázek 19 – Zapojení aktivního usměrňovače v simulátoru Multisim.....	36
Obrázek 20 – Zapojení obvodu NE555, horní propusti a aktivního usměrňovače.....	37
Obrázek 21 – Zapojení invertujícího operačního zesilovače.	38
Obrázek 22 – Zapojení čítače, horní propusti, aktivního usměrňovače a invertujícího zesilovače (simulace).	39
Obrázek 23 – Schéma zapojení celého obvodu pro generování levé komory.	40
Obrázek 24 - Schéma obvodu levé komory s vyznačenými měřicími místy.....	42
Obrázek 25 – Deska plošných spojů celého systému.....	47
Obrázek 26 – Blokové schéma zapojení SW části, včetně levé komory.....	49
Obrázek 27 – Přepočet vstupních parametrů bloku CO pulse.	50

Obrázek 28 – Změna možnosti zápisu pomocí Event structure.	51
Obrázek 29 – Zápis na regulovatelný zdroj, pomocí palety DAQmx.	52
Obrázek 30 – Časová synchronizace zápisu.	52
Obrázek 31 – Zadávací parametry pro analogové výstupy AO a parametry čítačů.	53
Obrázek 32 – Nastavení požadované aktivity pravé síně, pravé komory a oblasti detekce.	54
Obrázek 33 – Ostatní parametry stimulace a vizualizace detekce.	55
Obrázek 34 – Detektor simulace a stimulace.	56
Obrázek 35 – Optická signalizace generování nebo stimulace levé komory.	56
Obrázek 36 – Blokové schéma aplikace celého systému.	57
Obrázek 37 – Schéma zapojení obvodu, pro testování na pravé síni a levé komoře.	58
Obrázek 44 – Schéma zapojení obvodu, pro testování na pravé síni a pravé komoře.	63
Obrázek 45 – Schéma celého zapojení.	2
Obrázek 46 – Finální podoba desky plošných spojů celého zapojení.	3
Obrázek 47 – Front panel elektrického srdce pro tři dutiny srdeční.	4
Obrázek 48 – Zobrazení generovaných signálů a stimulace ze třech míst srdce.	5

Seznam tabulek

Tabulka 1 - NASPE/BPEG kódové označení kardiostimulátorů. [13]	20
Tabulka 2 - Pravdivostní tabulka klopného obvodu RS. [18].....	27
Tabulka 3 – Hodnoty odporu a kondenzátoru při různých frekvencích horní propusti.....	35
Tabulka 4 – Hodnoty napětí na výstupu operačního zesilovače vzhledem ke kapacitě C_3	45
Tabulka 5 - Pravdivostní tabulka klopného obvodu RST. [18].....	1

Seznam grafů

Graf 1 – Reálná podoba výstupu čítače desky Elvis II (ctr0).....	26
Graf 2 - Výstupy funkčního generátoru a obvodu NE555 (simulace).....	28
Graf 3 – Výstupy čítače desky Elvis II a čítače NE555 (není simulace).	29
Graf 4 - Průběh napětí v čase na rezistoru při frekvenci 0,5 Hz (simulace).	32
Graf 5 – Průběh napětí v čase na rezistoru při frekvenci 0,5 Hz (není simulace).....	33
Graf 6 – Závislost maximální hodnoty napětí na odporu R_1 , měřeno na odporu R_1	33
Graf 7 – Výstupy horní propusti a aktivního usměrňovače (simulace).	37
Graf 8 – Výstup horní propusti vůči výstupu aktivního usměrňovače (není simulace).....	38
Graf 9 – Výstup invertujícího OZ vůči výstupu aktivního usměrňovače (simulace).	40
Graf 10 – Výstup invertujícího OZ vůči aktivnímu usměrňovači (není simulace).....	41
Graf 11 - Zanalyzované šířky impulsů na výstupu OZ, při frekvenci $f = 0,5$ Hz a střídě 10 %.	42
Graf 12 - Zanalyzované šířky impulsů na výstupu OZ, při frekvenci $f = 0,5$ Hz a střídě 20 %.	43
Graf 13 – Vliv změny hodnoty odporu R_1 při frekvenci 0,5 Hz a střídě 20 %, na výstupu OZ.....	44
Graf 14 – Vliv změny hodnoty kondenzátor C_3 na tvar impulsu při frekvenci $f = 0,5$ Hz a střídě 20 %.	44
Graf 15 – Výstup ze softwaru Matlab, výstup horní propusti.	46
Graf 16 - Průběh napětí na pravé síni při frekvenci 60 bpm, šířce 20 ms, amplitudě – 30mV.....	59
Graf 17 - Průběh napětí na levé komoře při frekvenci 60 bpm, šířce 20 ms, amplitudě – 30mV.....	60
Graf 18 - Průběh napětí na pravé síni při frekvenci 300 bpm, šířce 20 ms, amplitudě – 40mV.....	60
Graf 19 - Průběh napětí na levé komoře při frekvenci 150 bpm, šířce 20 ms, amplitudě – 40mV.....	61
Graf 20 - Průběh napětí na pravé síni při frekvenci 300 bpm, šířce 20 ms, amplitudě – 40mV.....	62
Graf 21 - Průběh napětí na pravé síni při frekvenci 300 bpm, šířce 20 ms, amplitudě – 40mV.....	62

Graf 22 – Průběh napětí na pravé síni při frekvenci 75 bpm, šířce 20 ms a amplitudě – 40mV.....	64
Graf 23 - Průběh napětí na pravé komoře při frekvenci 300 bpm, šířce 20 ms a amplitudě – 40mV...	65
Graf 24 - Průběh napětí na pravé síni při frekvenci 450 bpm, šířce 20 ms a amplitudě – 40mV.....	66
Graf 25 - Průběh napětí na pravé komoře při frekvenci 210 bpm, šířce 20 ms a amplitudě – 40mV...	67
Graf 26 - Průběh napětí na pravé síni při frekvenci 300 bpm, šířce 20 ms a amplitudě – 40mV.....	68
Graf 27 - Průběh napětí na pravé síni při frekvenci 0 bpm, šířce 0 m a amplitudě 0 mV.	69

Úvod

Problematika kardiostimulace se řadí mezi specializaci. Tato práce se zabývá možností generace a měření impulsů v třech místech srdce vytvořeného uměle pomocí elektronických obvodových prvků, za pomoci platformy NI Elvis II. Vzniká tak potenciál pro výzkum a ověření kardiostimulační techniky, dle předem známých předpokladů. Aplikace je možná jak ve výuce formou ověření praktických dovedností, v samotné aplikaci pro otestování kardiostimulátorů nebo také ve vědním odvětví.

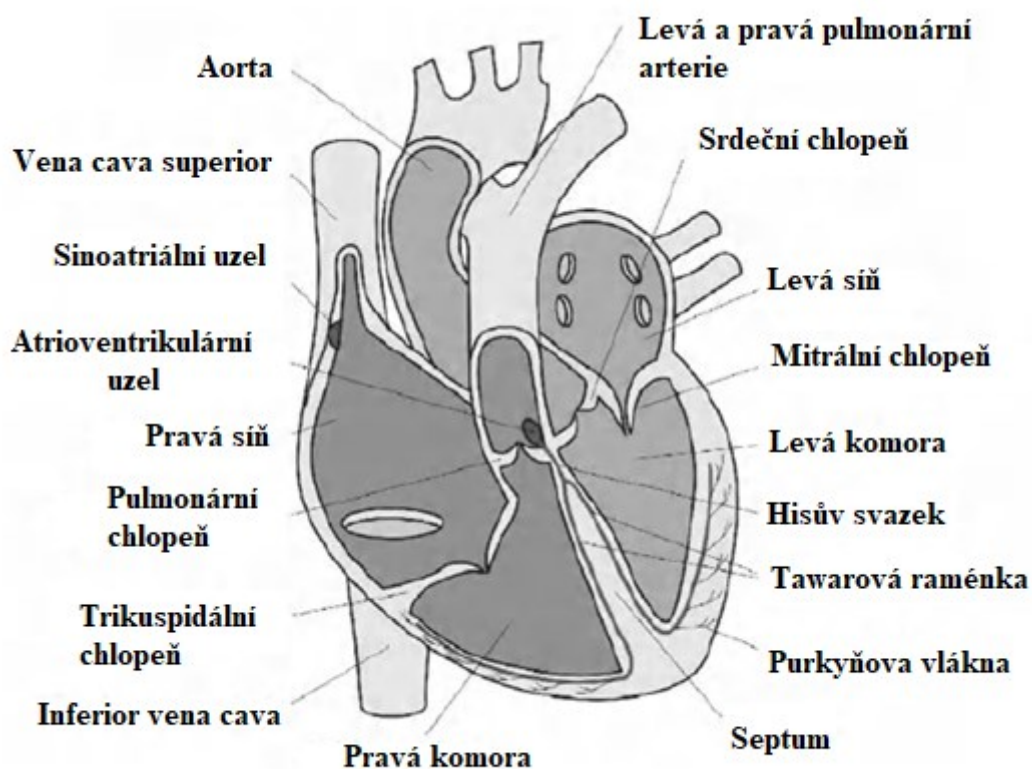
V první části se zohledňuje teorie ohledně popisu srdce, jeho částí, vytvoření akčního potenciálu myokardu, vybraných vlastností této svaloviny, šířením vzruchů, srdeční arytmie a jejich popis. Kardiostimulační technika, dělení kardiostimulátorů a kardiostimulace.

V druhé části probíhá vývoj generátoru srdečních impulsů, složeného z několika bloků, jeho testování a aplikace na vybrané impulsy. Poté dochází k úpravě uživatelského rozhraní a SW části.

Následuje finální kapitola testování, která vybraným způsobem a nastavením testuje kardiostimulační techniku za pomoci programátoru je nastavena a za pomoci vytvořeného systému dochází k ověření předpokladů.

1. Srdce z pohledu elektrofyzologie a patologie

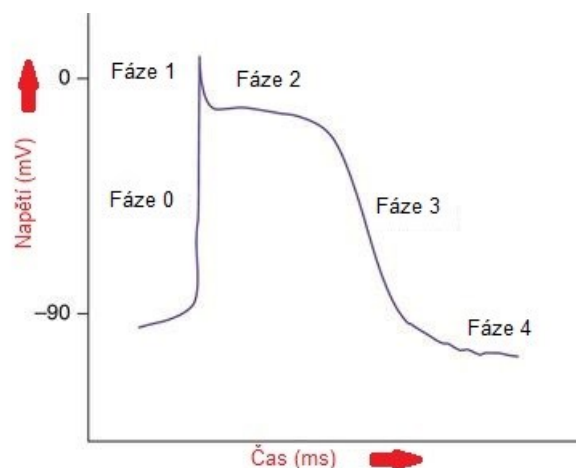
Samotné srdce se skládá ze čtyř dutin, vrchních síní a více porostlejších svalstvem umístěných níže, komor. Strukturální rozdělení je také možné na pravou část srdce, která získává neokysličenou krev z tělního žilního systému, její práce je rozvést krev do plic, kde se krev okysličí a levou část srdce, která přijme tuto okysličenou krev z plic a rozvede ji pomocí tepen do těla. U fyziologicky zdravého srdce obě části spolu fungují účinně. Tělo by krev nemohlo skrze tuto dvou stranou pumpu efektivně přenést bez chlopní, které obsahuje čtyři. Jedna z funkcí je především zamezení zpětného přítoku krve. Neokysličená krev pasivně proudí do pravé síně a následně do pravé komory skrze trikuspidální chlopeň, kde je skrze pulmonární chlopeň vypuzena do plic. Po okysličení se krev přivádí do levé síně, kde prochází mitrální chlopní a naplňuje levou komoru, zde je krev přes aortální chlopeň rozvedena do celého těla. Čtyři hlavní větve koronárních tepen zásobují srdce kyslíkem. Struktura srdečního svalstva umožňuje vznik akčních potenciálů šířících se skrze tuto strukturu. Samotný vznik podléhá určitým pravidlům, jejichž splnění umožňuje správnou funkci tohoto důležitého orgánu. [1] [2]



Obrázek 1 – Anatomie srdce. [3]

1.1. Akční potenciál myokardu

Vlastnost srdečních buněk, reagovat na stimul s odezvou, která není přiměřená síle stimulu se nazývá excitabilita. Tato schopnost je charakterizována jako možnost oddělení náboje skrze buněčnou membránu, což vede ke klidovému transmembránovému elektrickému potenciálu. Velkou roli v tom hraje poměr iontů vně a uvnitř buňky. Akční potenciál je excitace jedné buňky a dělí se na pět fází. [4] [5]



Obrázek 2 – Akční potenciál myokardu. [5]

1.2. Vybrané vlastnosti buněk myokardu

Předpokladem pro aplikaci stimulačního impulsu a jeho následnou tkáňovou reakci je excitovatelnost tkáňových buněk myokardu. Pro vyvolání této reakce je zapotřebí také dostatečně velká amplituda a doba trvání k zahájení samoregeneračních impulsů akčních potenciálů, šířících se mimo místo stimulace. [4]

1.3. Vzruch, šíření a automacie

Jakým způsobem tvoří srdce elektrickou energii je velmi zajímavé, svůj vznik započne v malé skupině buněk nacházejících se v horní části pravé komory, zvané sinoatriální uzel, kde se poté šíří skrze síň, dokud nedosáhne atrioventrikulární uzlu. Zde se cesta rozbíhá na křižovatku intraatriálních a intraventrikulárních sept. Úkolem atrioventrikulárního uzlu je zpomalení rychlosti vedení impulsu, to má za následek vyprázdnění krve v síni a naplnění krve do komory. Následně Hisův svazek vede impuls skrze superior komorové septum a rychle se dělí na pravé a levé Tawarovo raménko. Pravděpodobně z důvodu velikosti levé komory vzhledem k pravé komoře se levé raménko dělí dále na dvě raménka. Poté se větve těchto svazků dělí na vlákna Purkyňova, která jsou konečnou cestou pro vedení impulsu do komory. Jakmile dojde k stimulaci komorového svalu, pohybem po Purkyňových vláknech se impuls depolarizuje směrem ven z endokardu do epikardu. U fyziologicky zdravého srdce funguje AV oblast jako přirozený zdroj automaticity srdečního rytmu. Generuje elektrický potenciál v takovém čase, aby držel krok s metabolickou poptávkou. Vlastnosti automaticity nabývají všechny buňky myokardu. [1] [6]

Samotné zapojení fyziologického obvodu se sestává ze sinoatriálního (SA) uzlu, atrioventrikulárního (AV) uzlu a Hisova-Purkyňova systému. SA uzel se nachází na vrchní části crista terminalis, blízko spojení s horní dutou žílou. Za fyziologického stavu se jedná o dominantní stimulator samotného srdce, protože frekvence depolarizace SA uzlu překračuje ty ostatní části, které při fyziologických stavech mají vlastnosti automatizování, jako např. polohově nižší místa crista terminalis jako His-Purkyňův systém. SA uzel může být také potlačen jinou, rychlejší frekvencí jako je síňová tachykardie nebo stimulace kardiostimulátorem. Stimulace myokardu závisí na funkčnosti zdroje stimulačních impulsů, vodičem mezi zdrojem elektrického impulsu a stimulační elektrodou a oblastí myokardu u které je předpokladem excitace. [4] [7]

2. Arytmie

Poruchy srdečního rytmu se obecně řadí mezi arytmie. Mohou být výsledkem abnormálního zahájení impulzu, abnormálního vedení tohoto impulzu nebo kombinací obou faktorů. Kromě poškození myokardu může porucha být způsobena extrakardiálními faktory. Inervace úzce souvisí se srdečními poruchami rytmu. Parasympatický nervový systém působí na srdce skrze vágový nerv, jeho vlastností je zpomalení srdečního rytmu a zeslabení síly srdeční kontrakce. Naproti tomu sympatický nervový systém působí zrychlením srdečního rytmu a kontrakcí myokardu pomocí hormonů. Atrioventrikulární uzel představuje jedinou cestu vedení pro impuls ze síní do komor, kromě případů výskytu vrozených abnormálních cest. [1] [3] [6]

Arytmie lze kategorizovat podle srdeční frekvence jako bradykardie (srdeční frekvence pod 60 tepů/min) a tachykardie (tři nebo více srdečních cyklů nad 100 tepů/min s elektrickou aktivitou vyplývající ze stejného místa). [3]

2.1. Vznik arytmií

Arytmie lze také kategorizovat podle analogického místa původu jako sinusové, supraventrikulární a ventrikulární arytmie. Sinusové a supraventrikulární arytmie vycházejí nad větvením Hisova svazku. Ventrikulární arytmie vznikají v komorovém myokardu. U supraventrikulární arytmie, tvar komplexu QRS na elektrokardiogramu (EKG) má obvykle normální šířku, zatímco u komorových arytmií se rozšiřuje. Základní arytmogenní mechanismy jsou změněná automaticnost (vylepšená normální automaticnost, neobvyklá automaticnost), spuštěná aktivita (časně nebo se zpožděním po depolarizaci) a reentry. Zvýšená automaticnost je způsobena zrychlenou depolarizací v buňkách sinoatriálního uzlu nebo jiné buňky vodivého systému, což má za následek sinus tachykardii nebo síniovou tachykardii. V abnormální automaticnosti se impulsy generují v buňkách vodivého systému mimo sinusový uzel nebo dokonce v buňkách myokardu. To vede k ektopické síniové tachykardii, zrychlenému idioventrikulárnímu rytmu nebo komorové tachykardii. Spuštěná aktivita je způsobena abnormálním procesem repolarizace, který vede k další depolarizaci. Následný impuls je tedy spuštěn předchozím impulsem. [3]

2.2. Popis a charakteristika arytmií

Sinusová tachykardie (100 až 200 tepů za minutu), nejčastější SVT, objevuje se při fyzické námaze nebo jako patologie (městnavé srdeční selhání). Podněty se zvyšují tonem sympatiku a zrychlují SA nodus pacemaking. Sinusová tachykardie často začíná a končí postupně. Léčba zahrnuje odstranění místa, které to způsobuje. Atrialní tachykardie je často způsobena abnormálním (ektopickým) pacemakerem (SA uzel) a může se objevit v kterékoliv ze síní. Některé atriální tachykardie jsou reentrant přirozeně. [3]

Atriální flutter vyústí z re-entry v síni (především v pravé), v oblasti slabé vodivosti blízko otvoru vena cava a celé síně. Síňový rate je typicky 300 bpm s komorovým ratem, který je 150 (2:1), 100 (3:1) nebo 75 (4:1) bpm, záleží na kondukcí Atrioventrikulárního uzlu. Jak síňový flutter a síňová fibrilace jsou typicky k vidění u pacientů s nemocným srdcem, často doprovázené síňovou dilatací. [3]

Síňová fibrilace je chaotický síňový rytmus což má za následek atriální rate 350 – 600 bpm a nedostatečně efektivní síňovou kontrakci. Komorový rate je typicky menší, než 200 bpm, protože AV uzel není schopen vést většinu impulsů dopadající na něj. [8]

Jde o nejvíce rozšířenou arytmii postihující řadu pacientů. Přibližně 2,3 z každých 1 000 osob v populaci má zkušenost s SVT v jejich životě. Technicky jakákoliv arytmie, která zahrnuje část nebo všechny části atriálního myokardu nebo oblast atrioventrikulárního uzlu se nazývá SVT. Síňová fibrilace, flutter síní, síňová tachykardie, sinusová tachykardie a nevčasná sinusová tachykardie jsou všechny příklady SVT, které vyžadují síně pro zahájení arytmie. [8]

Komplexní arytmie, která může v čase nastat nezávisle na síních, kompaktním atrioventrikulárním uzlu a komorové tkáni. Kritická část této arytmie zdá se být část ze síňové tkáně v okolí atrioventrikulárního uzlu. AVNRT je velmi komplexní druh tachykardie, u kterého i experti si nejsou jisti mechanismu, kterým je možné dostatečného popisu a popisu variant této poruchy rytmu. [8]

3. Kardiostimulace

Umělý stimulační impuls stimuluje srdeční tkáň tvorbou elektrického pole na rozhraní stimulační elektrody a podkladu myokardu. Implantabilní kardiostimulátory se využívají pro stabilizaci fyziologického srdečního rytmu nemocného srdce. To prezentuje mnohdy pomalejší frekvenci kontrakcí, či jiné onemocnění. [4] [9]

Mnoho mikroelektronických plošných spojů v oblasti medicínské terapie a diagnostiky se ubírá směrem nízkonapěťových a nízkoeenergetických elektronických systémů. Cílem je zajistit požadavky na napětí, umožnění přenositelnosti a odvádění tepla např. z chipů. U implantabilních zařízení je hlavním cílem nízká energetická spotřeba zařízení. [9]

3.1. Dělení kardiostimulátorů

Kardiostimulaci lze dle různých kritérií rozdělit na: [10]

- nepřímou [10]
- přímou [10]
 - krátkodobou (stimulátor mimo tělo pacienta) [10]
 - dlouhodobou (stimulátor umístěn pod kůži pacienta) [10]

Dle doby trvání je možné dělení na: [10]

- stimulátory pro krátkodobé použití [10]
- stimulátory pro dlouhodobé použití [10]

Vzhledem k činnosti srdce: [10]

- řízené [10]
- neřízené [10]

3.1.1. Kardiostimulace nepřímá

Slouží k odstranění náhlé srdeční zástavy. Elektrody jsou přiloženy na hrudník nebo jedna z nich do jícnu v nejmenší vzdálenosti od srdce. Amplituda impulzů dosahuje až 300 V, při proudu 1 A. Z důvodu tepelných účinkům vůči kůži pacienta je možná stimulace krátkodobě. [10]

3.1.2. Kardiostimulace přímá

Jedna z elektrod je v přímém kontaktu se srdcem, stimulační se zavádí do pravé komory. Referenční elektrodu tvoří titanové pouzdro kardiostimulátoru. Amplituda je řádově v jednotkách voltů, proud je 10 - 60 mA, šířka impulsu je okolo 1 ms. Frekvence je v rozsahu 30 – 150 impulsů za minutu (standard je 72 impulsů za minutu). Může jít o krátkodobou (zjištění parametrů stimulačních impulsů) nebo dlouhodobou stimulaci. [10]

3.1.3. Kardiostimulátory pro krátkodobé použití

Jsou umístěny mimo tělo pacienta, může jít o složitější zařízení. [10]

3.1.4. Kardiostimulátory pro dlouhodobé použití

Jsou implantabilní a celý systém včetně elektrody je umístěn uvnitř těla pacienta. Jeho zdroj není možné vyměnit, musí mít malé rozměry, vhodný tvar a nepropustnost na kterou je kladen velký důraz. Dělí se na neřízené, řízené P vlnou (inhibované nebo spouštěné) a řízené R vlnou (inhibované nebo spouštěné). [10]

3.1.5. Neřízená stimulace

V podstatě jde o generátory obdélníkových impulsů s pevnou frekvencí (70 až 75 impulsů za minutu). Každý z impulsů vyvolá stah komor, což však nemá vliv na síně, které tepou vlastní frekvencí. Tato asynchronita má vliv na plnění komor krví. Šířka impulsů je 1,2 ms. Obnovení srdeční činnosti může vést k fibrilaci komor. [10]

3.1.6. Řízené P – vlnou

Snímání probíhá elektrodou umístěnou v pravé síni srdce. Stimulační elektroda je umístěna do pravé komory. Po nasnímání P – vlny dojde ke zpoždění 120 ms, než je vyslán stimulační impuls. Třetí elektroda je na titanovém pouzdře. Aplikovat lze pouze v případě fyziologické funkce síní. Pokud frekvence P – vlny poklesne pod určitou frekvenční mez, dojde k aplikaci asynchronní stimulace kardiostimulátorem a kardiostimulátor má chování jako ten uvedený v podkapitole 3.1.5. Pokud stimuluje síně i komory, stimulace může být synchronní i bez výskytu vlny P. Nejprve dojde k vyslání impulsu do síně a s určitou časovou prodlevou odpovídající šíření vzruchu v AV uzlíku je impuls vyslán do komor. [10]

3.1.7. Řízené R – vlnou (inhibované)

Snímání a stimulace je za pomoci jediné elektrody, umístěné do pravé komory. Pokud je tepová frekvence vyšší než zvolený práh, dochází k nevysílání impulsů (inhibici). K opačnému jevu dochází při nižší tepové frekvenci, kdy je stimulační impuls vyslán. Poté dochází k tzv. době refrakterity (asi 300 ms) kdy přístroj nepřijímá signály na vstup. Měří se zde předchozí R – R interval a je jedno, zda stah komor vyvolalo srdce nebo stimulační impuls. Následuje měření dalšího intervalu. Jedná se o nejběžnější metodu kardiostimulace, zvanou on demand. [10]

3.1.8. Řízené R – vlnou (spouštěné)

Využívá ke své funkci také jedinou elektrodu zavedenou do pravé komory, pro snímání a stimulaci. Pokud klesne tepová frekvence, zachová se stejně jako předchozí typ. Pokud je tepová frekvence vyšší než nastavená mez, jsou stimulační impulsy synchronizovány s činností srdce. Pokud dojde k synchronizování stimulačního impulsu vrcholem R – vlny, zasáhne zde bezpečně. Při vyšších tepových frekvencích nad hodnotu horní meze je stimulátor spouštěn každou druhou nebo třetí R – vlnou. V rámci horní meze tepové frekvence je stimulační impuls vyslán ještě v průběhu R – vlny. Nevýhodou je spotřeba proudu a trvalá deformace EKG signálu.

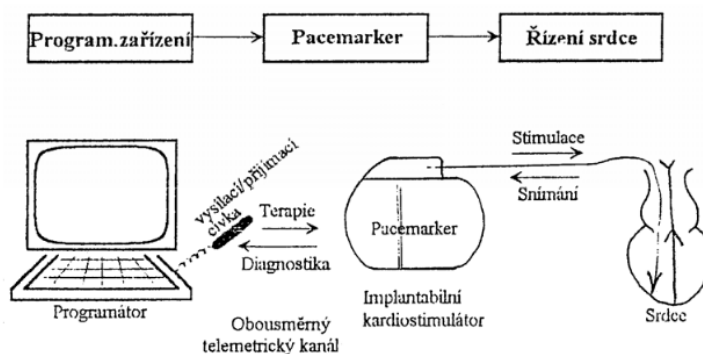
3.1.9. Dvoudutinové

Jsou stimulovány síně i komory, tak aby byla zachována jejich přirozená posloupnost. To předpokládá správnou hodnotu zpoždění mezi stimulačním impulsem síní a komor. Což způsobuje

synchronní srdeční převod mezi síní a komorou. Tento typ patří mezi programovatelné kardiostimulátory, popsané v následující podkapitole.

3.1.10. Programovatelné

Pomocí dálkového ovládání lze měnit jejich vnitřní strukturu. Lze naprogramovat frekvenci stimulace (30 až 150 impulsů za minutu), šířku stimulačních impulsů (0,13 až 1 ms), amplitudu stimulačních impulsů (2,5 až 7,5 V), citlivost stimulačních impulsů (0,5 až 6 mV), refrakterní dobu (100 až 550 ms) a AV zpoždění (100 – 600 ms).

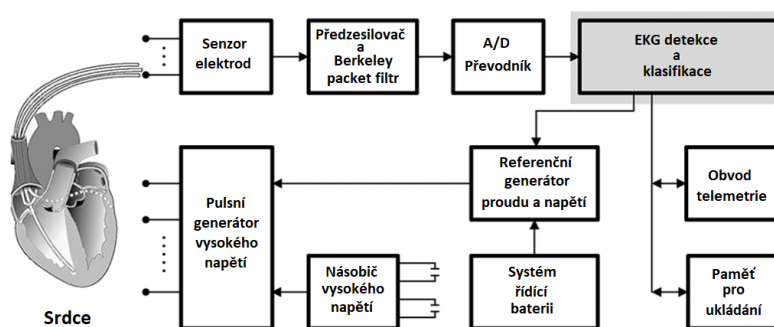


Obrázek 3 – Znáznornění programovatelnosti u kardiostimulátorů pomocí telemetrie. [10]

Pomocí výše uvedeného zapojení lze programovat kardiostimulátory, nastavovat jejich parametry, ale také číst data již vytvořených událostí. Z hlediska této práce lze část programátoru zcela nahradit tak, že lze definovat jakým způsobem je nastaven. Proto je v práci uvedena kapitola vývoj generátoru srdečních impulsů, která zohledňuje již vytvořené řešení a vytváří rozšíření pro tři dutiny srdeční.

3.2. Specifikace bloků, z kterých se skládá kardiostimulátor

Skladbu kardiostimulátoru lze rozdělit do celkově tří kategorií. První z nich je mikrokontroler a výpočetní jednotka. Druhá kategorie je analogové zpracování signálů a ostatní analogové obvody (včetně pomocné digitální logiky). V poslední kategorii jsou výstupní obvody (napěťové násobiče a přepínače polarity). První kategorie zahrnuje čistě digitální obvody, zatímco druhá kategorie tradiční analogové obvody (zesilovače, filtry, komparátory, A/D a D/A převodníky). K tomu třetí kategorie je zaměřena na přepínače a násobiče. [9]



Obrázek 4 – Popis bloků kardiostimulátoru. [11]

Moderní kardiostimulátor se skládá z telemetrického systému pro přenos (příjem a odeslání dat), citlivého předzesilovače (analogového nebo digitálního) sestávajícího se z pasivních nebo aktivních filtrů, zesilovače, komparátoru, analogového výstupního obvodu (také známého jako pulsní generátor), který stimuluje srdce a mikroprocesor, který se využívá jako kontrolér pro všechna nastavení celého kardiostimulátoru jako celku. Rovněž algoritmus v mikroprocesoru je zodpovědný za to, zda je třeba stimulace nebo není. [12]

Snímací zesilovač hraje roli zejména v poskytnutí informace o aktuálnímu stavu srdce. Implantabilní pulsní generátory nebo samotný kardiostimulátor obsahuje schopnosti snímat v reálném čase. Tato možnost je navržena pro snímání intra srdečních signálových událostí jako jsou třeba R-vlny uvnitř srdeční komory. Snímací zesilovač a jeho následný detekční obvod se dohromady nazývají front-end. Mohou být implementovány jak v analogovém nebo digitálním provedení. [12]

3.3. Kódování kardiostimulátorů

Pro pochopení kódů, které se nacházejí na pouzdru kardiostimulátorů je třeba znát tento kódový systém. Původně byl vyvinutý na Mezinárodní konferenci o srdečních onemocněních (ICHHD), následně upraven na Severo-americkém společenství stimulace a elektrofyziologie (NASPE) a také Britskou skupinou pro stimulaci a fyziologii (BPEG). [13]

Důvod, proč kódové označení vzniklo je rychlé a přesné poskytnutí základních informací o kardiostimulátoru pro pracovníky v nemocnicích. Podoba kódového označení tkví v pětimístném kódu pro programovatelné kardiostimulátory a ve tři až čtyřmístném kódovém označení pro standardní neprogramovatelné. Následující tabulka shrnuje všechny kódy. [13]

Tabulka 1 - NASPE/BPEG kódové označení kardiostimulátorů. [13]

Pozice	První pozice	Druhá pozice	Třetí pozice	Čtvrtá pozice	Pátá pozice
	-	-	-	-	-
	Stimulace	Snímání	Odpověď na snímanou událost	Adaptivní frekvence stimulace	Vícemístná stimulace

První typ	V – Komory	V – Komory	I – inhibovaná	O - Neaktivní	O – neaktivní
Druhý typ	A – Síně	A – Síně	T – spouštěná	R - Aktivní	V – Komory
Třetí typ	D – Duálně	D – Duálně	D – duální mód	-	A – Síně
Čtvrtý typ	O – Bez stimulace	O – Bez snímání	O – Bez odpovědi	-	D – duální

Dle tabulky 1, která přehledně popisuje kódy kardiostimulátorů je možné, aby kardiostimulátor snímal a stimuloval duálně. To znamená, že pokud je kardiostimulátor označen např. kódovým značením DDDR, stimulace je možná v síních i komorách (tomu koresponduje první písmeno). Druhé písmeno D, značí snímání jak v komorách, tak i v síních. Třetí pozice označená písmenem D popisuje odpověď na snímanou událost, která je jak inhibovaná, tak i spouštěná. Čtvrté písmeno, které může, ale nemusí být uvedeno je schopnost adaptivní frekvence stimulace, která je pro uvedený příklad aktivní, což je rovno písmenu R. Z těchto předpokladů vyplývá, že je možné v praxi aplikovat kardiostimulátory, umožňující snímání a stimulaci ze třech míst srdce pro potlačení arytmií.

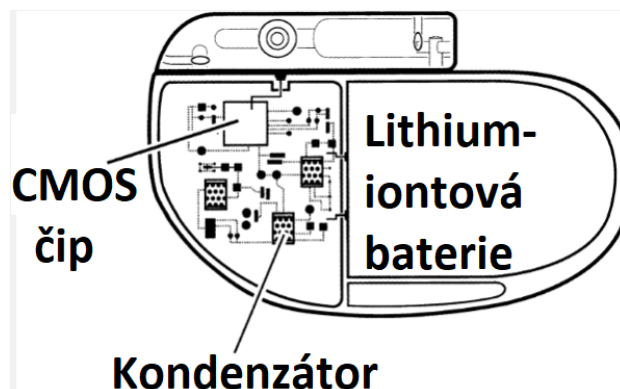
3.4. Nejčastější problémy spojené s kardiostimulátory

Problémy spojené s implantací kardiostimulátorů, jako je infekce, krvácení a zkolabovaná plíce jsou řazeny do stejné závažnosti, jako technické problémy těchto přístrojů. Pokud je zvolena kategorie technických problémů, častokrát dochází k problémům, které se projevují až po delším čase implantace. Mezi ně patří poruchy samotného generátoru kardiostimulátoru, což není zdaleka tak častá porucha, ale nelze ji vyloučit. Daleko častější je porucha samotných svodů. [14]

3.5. Stimulování a snímání kardiostimulátorem

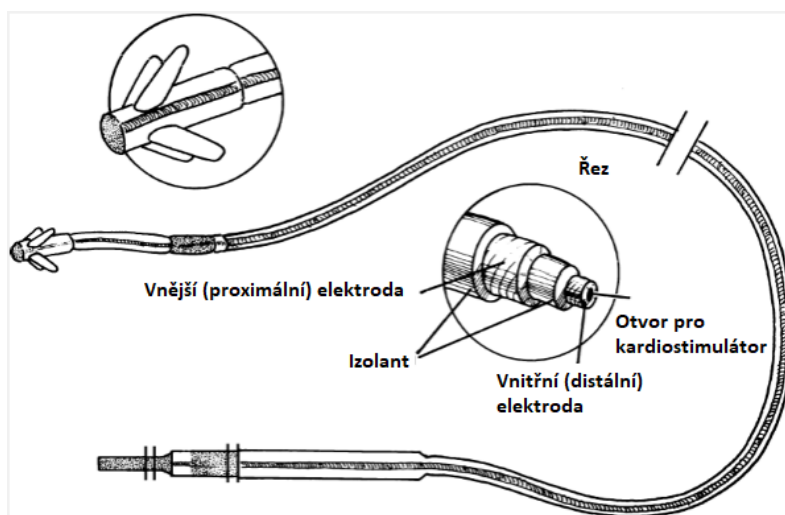
Stimulační impuls, může být popsán vlastnostmi jako amplituda (nejčastěji ve voltech [V]) a šířka pulsu (v milisekundách [ms]). Oba tyto parametry lze programovat. Zda stimulus stimuloval srdce, záleží na mnoha faktorech. Záleží, zda stimulus byl vyslán v době excitovatelné, nikoliv refrakterní. Stejně tak, zda stimulus měl dostatečnou energii, potřebnou pro dosažení prahu stimulace srdečních svalových buněk a zahájení depolarizační části akčního potenciálu. [15]

Pokud jsou splněna obě kritéria uvedena výše, pak srdeční komora, do které je zaveden stimulus může být. Následně tak může dojít k procesu zvaném snímání. [15]



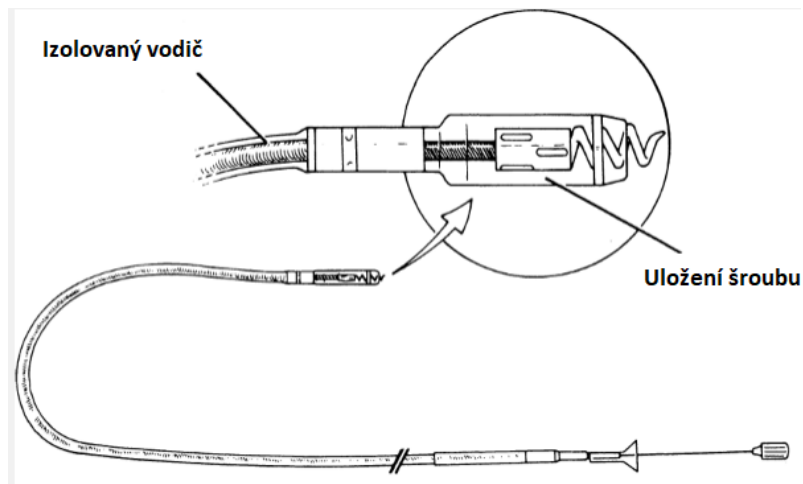
Obrázek 5 - Programovatelný kardiostimulátor. [16]

Samotný kardiostimulátor je obvod, který je připojen na lithium-iontovou baterii a celý jeho systém je hermeticky uzavřen v kovovém pouzdře. K němu je připojena minimálně jedna elektroda, která je vhodná ke stimulaci, díky tomuto celku je možné uskutečnit stimulaci. [16]



Obrázek 6 - Permanentní elektroda kardiostimulátoru, moderní varianta. [16]

Tento typ elektrody, zobrazen výše je bipolární, má tedy dvě elektrody. Ty jsou zapouzdřeny v jedné elektrodě tak, jak je ilustrováno na obrázku v řezu. Hlava elektrody je zde ve formě kotvy, ta se fixuje do jedné ze srdečních dutin.



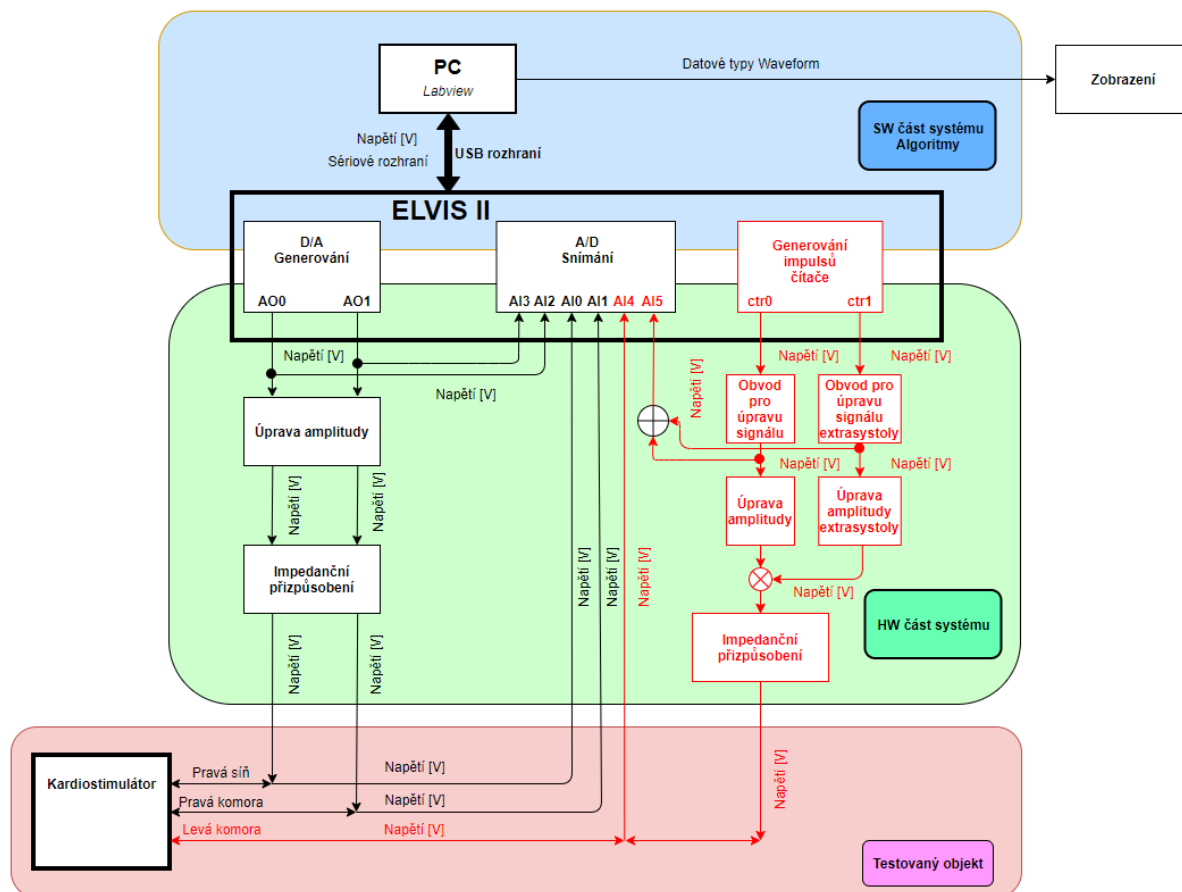
Obrázek 7 - Permanentní kardiostimulační elektroda, šroubovitý typ. [16]

Obrázek 7 zobrazuje elektrodu, kterou je možné použít k uchycení do myokardu jak v síní, tak i v komoře. Samotný šroub může být otáčen, tak aby došlo k uchycení, a to na druhém konci elektrody za pomoci šroubovitého konce elektrody. Stejně tak může dojít k odstranění elektrody za pomoci otáčení na stranu opačnou. [16]

Pokud je senzitivita kardiostimulátoru pro síně nastavena na hodnotu 0,5 mV, a je snímána hodnota v rozmezí 2 mV až 2,8 mV, je rozmezí klasifikováno za adekvátní. [4]

4. Vývoj generátoru srdečních impulsů

Zapojením od pana Ing. Thomase nelze generovat třetí srdeční impuls. Vzhledem ke skutečnosti, kdy vývojová deska ELVIS II od firmy National Instruments nenabízí třetí analogový výstup je zapotřebí tento třetí analogový výstup vytvořit. K tomu je možné dojít pomocí rozšíření, které znázorňuje blokové schéma - obrázek 8.

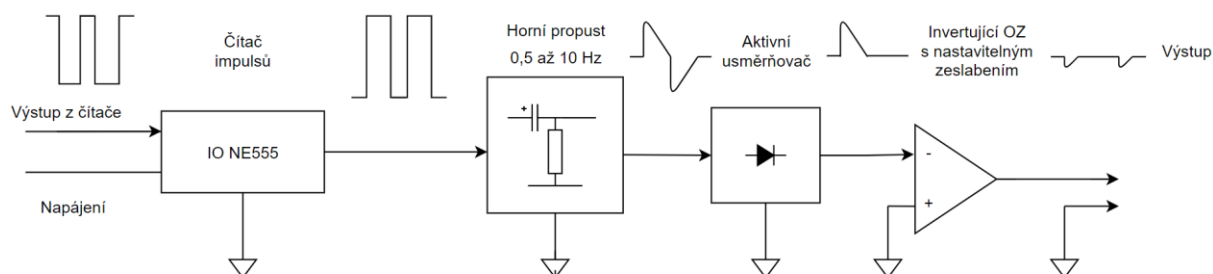


Obrázek 8 – Blokové schéma zapojení elektrického srdce generující signál tři míst v srdci.

Hlavní bloky tohoto blokového schématu jsou kardiostimulátor, obvody upravující amplitudy a signály, vývojová deska NI Elvis II, počítač s licenci Labview a zobrazení. Kardiostimulátor má na svých konektorech připojené elektrody, které jsou propojeny s příslušným vodičem a vedou tak napětí. Každý z těchto vodičů vede impulsy, které upravují příslušné obvody. Deska NI Elvis II, generuje signály, které vznikají na jejich výstupech. S počítačem je deska propojena pomocí rozhraní USB, počítač používá licenci Labview, která umožňuje pomocí datových typů Waveform zobrazení.

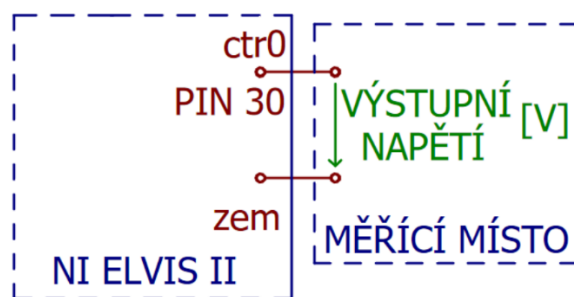
Řešení práce pana Ing. Thomase využívá pro generaci signálu D/A převodník, který vytváří požadovaný signál (AO0 nebo AO1). Tento signál je však třeba upravit tak, aby jeho amplituda se co nejvíce přiblížila amplitudě srdečních impulsů. Impedanční přizpůsobení je zde z důvodu hodnoty impedance na elektrodách kardiostimulátorů, která by měla být rovna impedančnímu přizpůsobení. Čtecí vstupy umožňují pomocí A/D převodníku zobrazení jak signálů na výstupu D/A převodníku (AI2 a AI3), tak signálů na elektrodách kardiostimulátoru (AI0 a AI1).

Červenou barvou je odlišeno řešení této práce, která využívá pro generování impulsů čítače. Je třeba vytvořit třetí místo levé komory, čítače jsou použity dva, z důvodu extrasystoly. Obvody pro úpravu signálu vytvářejí z průběhu čítače impuls podobající se levé komoře, který je připojen na analogový vstup (AI5 pro signál levé komory nebo extrasystolu této dutiny). Kde přepínač rozhoduje, kterou část zobrazit na tomto vstupu. Pomocí A/D převodníku jsou tyto signály zobrazeny. Aby se tyto dva signály podobaly signálům levé komory a její extrasystole, jsou amplitudově upraveny, dochází k jejich sečtení a pro připojení na elektrody jsou impedančně přizpůsobeny. Toto řešení znázorňuje blokově obrázek 9.



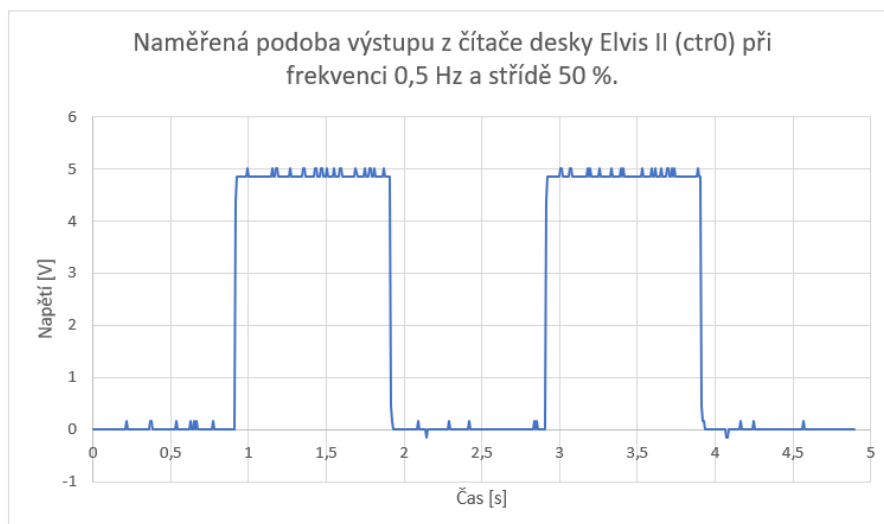
Obrázek 9 – Blokové schéma k vytvoření třetího místa srdečního.

Možným řešením je použití čítačů a variabilního napětí, nacházejících se na této vývojové desce, pomocí kterých lze generovat impulsy s určitým nastavením. Pro vytvoření třetí dutiny je možné využít integrovaný obvod NE555, na jehož vstup je připojen již zmíněný čítač impulsů. Tato část obvodu slouží k vytvoření obrácené hodnoty signálu čítače. Horní propust slouží jako část obvodu, kde se dle předem vypočtené hodnoty prvků vytváří signál, rovný kondenzátorovému proudu. Aktivní usměrňovač slouží k zadržení záporné části signálu. Vhodnou selekcí poměrových hodnot invertujícího operačního zesilovače signálu je možné vytvořit finální podobu srdečního impulsu levé komory.



Obrázek 10 – Místo měření na čítači Elvis II.

Předpokladem funkčnosti tohoto bloku je obdélníkový tvar signálu generovaného z výstupu čítače desky Elvis II, jehož průběh je uveden na následujícím grafu a zapojení pro měření je uvedeno na obrázku výše, použitá frekvence je rovna 1 Hz, střída je nastavena na 50 % a zpoždění je nulové. Čítač pracuje s amplitudou rovnou 5 V, jejíž úroveň nelze měnit, výstup prvního čítače je uveden na desce Elvis II jako pin 30, vpravo. Měření na desce Elvis II byla provedena pomocí informativního měřidla, dvoukanalového USB osciloskopu Agilent U2702A. Nejednalo se o měřící zařízení k posouzení shody.



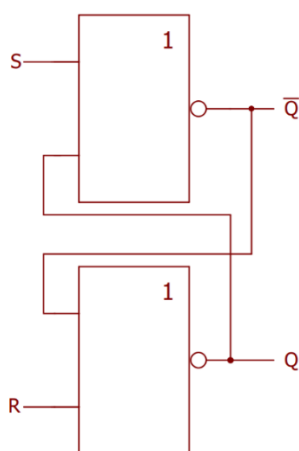
Graf 1 – Reálná podoba výstupu čítače desky Elvis II (ctr0).

Optimalizace spočívá ve vytvoření testeru kardiostimulátoru, který umožňuje snímání a stimulaci ze třech míst srdce. Pro tuto funkci je nutné vytvořit generátor, umožňující synchronní spouštění těchto impulsů. [17]

4.1. Čítač impulsů NE555

Výstup z čítače na desce Elvis II lze využít jako čítač impulsů, který lze přivést na jiné obvody, sloužící k řízení podoby výstupního impulsu. Jedním integrovaným obvodem, který lze využít jako generátor sledu impulsů s tímto řídicím signálem z čítače nese označení NE555. Tento obvod využívá ke své funkci nejen klopné obvody.

Úkolem klopných obvodů je uchovat a zaznamenat přechodnou informaci i tehdy, kdy zmizí. Jejich vnitřní stavy se mění skokem, mezi dvěma hodnotami logických úrovní. Jeden z typů klopných obvodů je bistabilní, jeho stabilní stavy jsou dva a jejich skoková změna je řízená vstupním budícím signálem. Mezi nejjednodušší bistabilní klopný obvod patří klopný obvod RS, s dvěma vstupy R, S a dvěma výstupy Q a jeho negací \bar{Q} . [18]



Obrázek 11 – Schéma zapojení klopného obvodu RS. [18]

Vstup S (set) slouží jako vstup signálu pro nastavení, při hodnotě logické 1 tohoto vstupu, výstup Q přechází do hodnoty logické 1. Vstup R (reset) slouží jako vstup signálu pro resetování, při hodnotě logické 1 tohoto vstupu výstup Q přechází do hodnoty logické 0. [18]

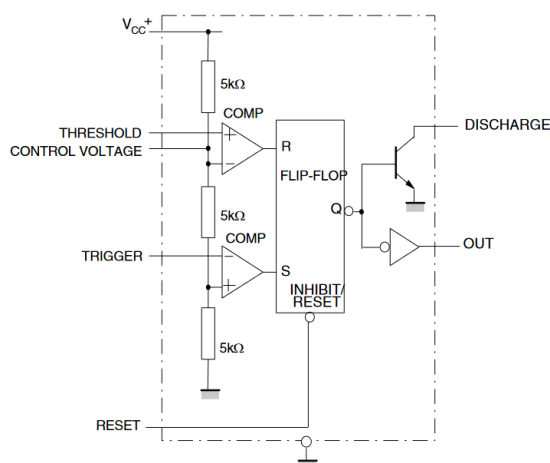
Pravdivostní tabulka definující vlastnosti tohoto obvodu je uvedena níže.

Tabulka 2 - Pravdivostní tabulka klopného obvodu RS. [18]

S	R	Q^{t+1}	Q^t
0	0	Q^t	Q^t
0	1	0	1
1	0	1	0
1	1	(1)	(1)

Pro využití vlastností klopného obvodu RS v časových intervalech je možné doplnit klopný obvod vstupními hradly, otevírajících se vstupním impulsem T. Pravdivostní tabulka je k nahlédnutí uvedena v příloze. [18]

Pro vytvoření sledu impulsů se jeví jako nejvhodnější řešení integrovaný obvod NE555 z důvodu rozsahu použitých frekvencí, použitému napětí, možnosti změny šířky impulsu, stability v kontextu vůči zadaným parametrům a v neposlední řadě také dostupností a cenou. [19]

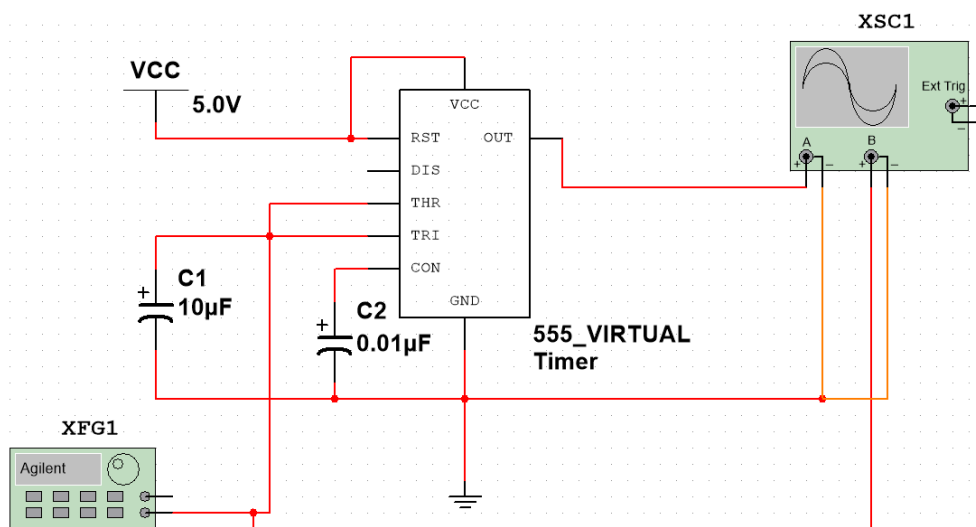


Obrázek 12 – Vnitřní schéma integrovaného obvodu NE555. [19]

Zemnicí pin slouží k připojení obvodu k zemi. Vybíjecí pin je napojen na externí kondenzátor, který spolu s rezistorem může ovlivňovat časový interval impulsu. Trigger je pin, jehož funkce je spuštění čítače za předpokladu, že napětí na tomto pinu poklesne pod úroveň jedné třetiny napájecího napětí. Pokud je díky tomuto pinu čítač spuštěn, na výstupním pinu se napětí zvyšuje. Opakem je prahový pin, který sleduje vybíjení kondenzátoru připojeného k vybíjecímu pinu. Pokud napětí poklesne ke dvěma třetinám napájecího napětí, časový interval skončil a výstupní pin se snižuje. Kontrolní napětí je přirozeně připojené vůči zemi pro případný nežádoucí šum. Výstupní pin je řízen pomocí těchto pinů. Pozitivní napájecí napětí tohoto obvodu musí být v rozmezí 4,5 až 15 V.

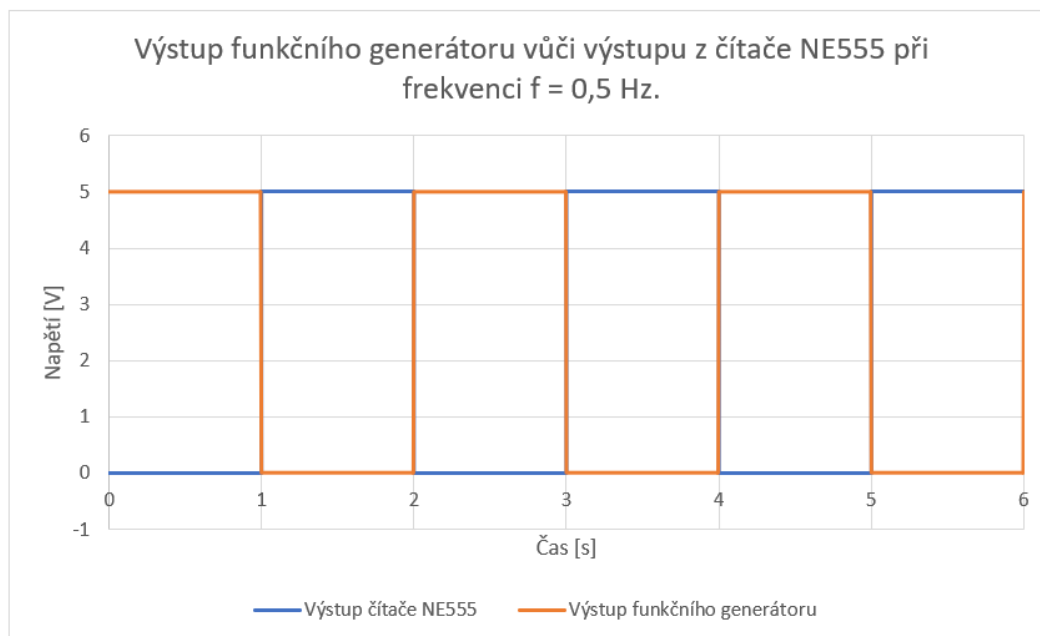
Z výše uvedeného vyplývá, že pokud je vůči zemi přivedeno na Trigger pin napětí, které dobíjí kondenzátor C_1 , jehož napětí by řídil výstup z čítače a zároveň tento kondenzátor je připojen na prahový pin, může tak docházet při nabíjení a vybíjení kondenzátoru k vytvoření impulsů čítače na

výstupu. Jejichž průběh je tvořen tímto obvodem na základě vstupu čítače, který ale generuje pravý opak výstupu. Ověření je možné pomocí simulace, která by měla předcházet samotnému měření na desce Elvis II.



Obrázek 13 – Zapojení simulace NE555 v programu Multisim.

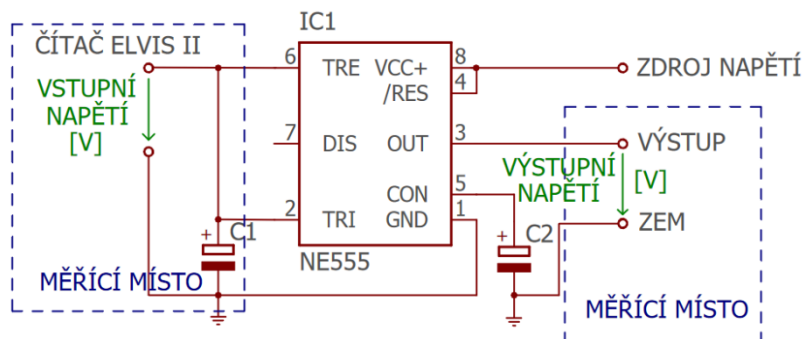
Výše uvedený obrázek zobrazuje zapojení v simulačním obvodu Multisim, kde blok XFG1 představuje funkční generátor, který je nastaven s frekvencí 0,5 Hz, amplitudou 5 V, offsetem 2,5 V a funkcí generování obdélníkových impulsů. Tento blok je možné považovat za ekvivalent výstupu čítače na desce Elvis II. VCC představuje variabilní napájení a XSC1 dvoukanálový osciloskop. Provedení zapojení by za výše zmíněných předpokladů mělo generovat na výstupu obvodu NE555 přesný opak impulsů, přivedených generátorem impulsů.



Graf 2 - Výstupy funkčního generátoru a obvodu NE555 (simulace).

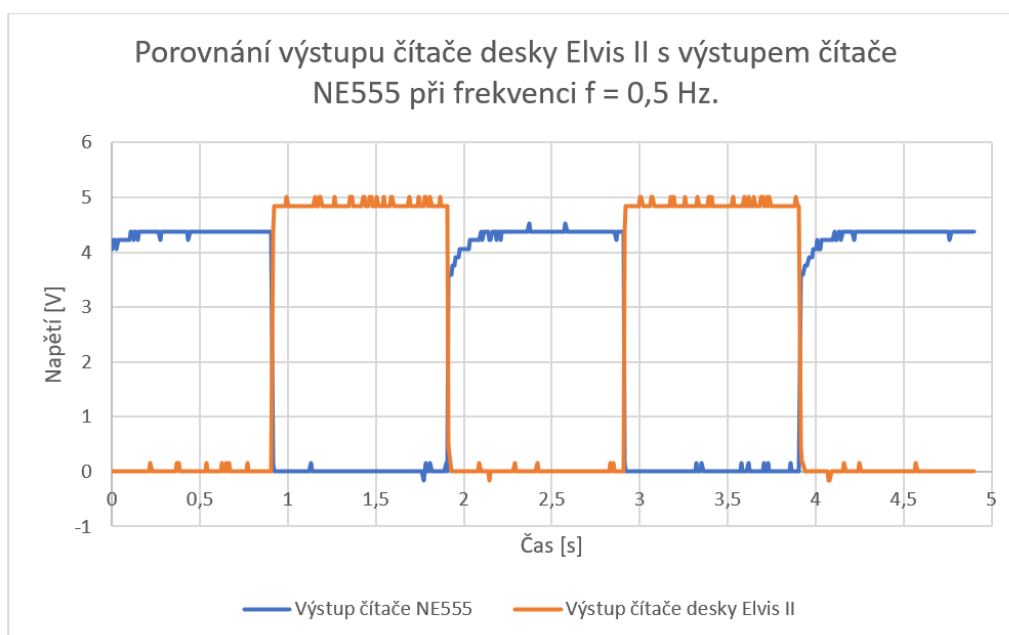
Graf 2 popisuje výstup na funkčním generátoru spolu s výstupem z čítače NE555 při frekvenci $f = 0,5 \text{ Hz}$ a výše uvedenými hodnotami. Z grafu je zřejmé splnění předpokladu v rámci simulace, který

stanovuje, že výstup čítače má obracet výstup funkčního generátoru. Aby byla možná aplikace v obvodu, je třeba vytvořit ekvivalentní schéma zapojení, na které se přivede výstup čítače z desky Elvis II. To znázorňuje obrázek 14.



Obrázek 14 - Návrh zapojení integrovaného obvodu NE555 pro generování sledu impulsů.

Uvedené obvodové zapojení umožňuje vytvořit obdélníkový sled impulsů. Je třeba si také ověřit předpoklad, zda výstup čítače NE555 obrací výstup čítače Elvis II. Měřícím místa jsou dvě, čítač Elvis II a výstup obvodu NE555 vůči zemi. Tímto zapojením se sice vygeneruje sled impulsu, avšak moc velký rozdíl oproti výstupu z čítače, až na obrácenou podobu nenastane.



Graf 3 – Výstupy čítače desky Elvis II a čítače NE555 (není simulace).

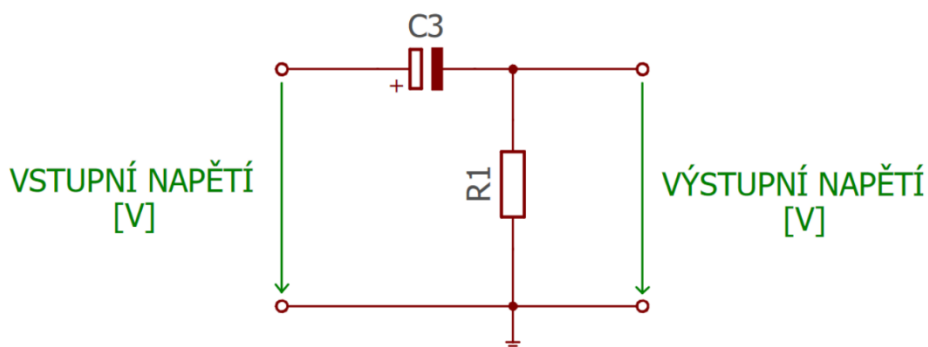
Tento graf porovnává výstup čítače Elvis II, označeného oranžovou barvou a výstupu z čítače modrou barvou. Lze si všimnout poklesu napětí v případě výstupu z čítače NE555 důvodem, proč k tomuto poklesu nedochází v simulaci viz. graf 3 je idealizace obvodu NE555 simulátorem. Důvodem, proč k tomu dochází ve fyzickém zapojení je tvar napětí v čase při nabíjení kondenzátoru a pokles napětí odpovídá zatížení vstupu tímto obvodem.

Tvar, střída ani frekvence nezávisí na velikosti elektrolytického kondenzátoru, který může být volen od hodnoty 1 μF až po hodnotu 1000 μF . Důvodem této variability je charakteristika zapojení, kdy se při pozitivním přivedeném impulsu nabíjí kondenzátor do určité doby. Tuto dobu však neřídí tento kondenzátor, ale samotný čítač. Důležitým aspektem tohoto obvodu je také napájení formou variabilního napětí, které by se nemělo v průběhu použití měnit na jinou hodnotu, než 5 V a uzemnění.

Lze však do jisté míry korigovat snížení šířky impulsů, které však může snížit amplitudu výsledného impulsu a také degradovat výsledný tvar impulsu. Pro potřeby snížení šířky impulsu je proto vhodnější volit takto přímo v uživatelském rozhraní (viz. kapitola uživatelské prostředí v sw labview).

4.2. Horní propust

Při aplikaci filtru horní propusti v zapojení s rezistorem a kondenzátorem je možné na rezistoru získat napětí, odpovídající tvarem proudu I_c na kondenzátoru. Díky následující rovnosti je možné vypočítat hodnoty elektronických prvků při různých frekvencích. Charakter tohoto typu filtru propouští frekvence od zadané hodnoty, frekvence pod hodnotu frekvence jsou zadrženy.



Obrázek 15 – Schéma zapojení horní propusti.

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C} [\text{Hz}] \quad (1.1.)$$

, kde f_c je frekvence filtru v Hz, π je Ludolfovo číslo, R je odpor v Ω a C je kapacita ve F.

Nejnižší fyziologická srdeční frekvence odpovídá 30 tepům za minutu. Pokud se tato hodnota převede na frekvenci, musí se vydělit 60. Výsledná frekvence je 0,5 Hz.

$$f_c = 0,5 \text{ Hz} \quad (1.2.)$$

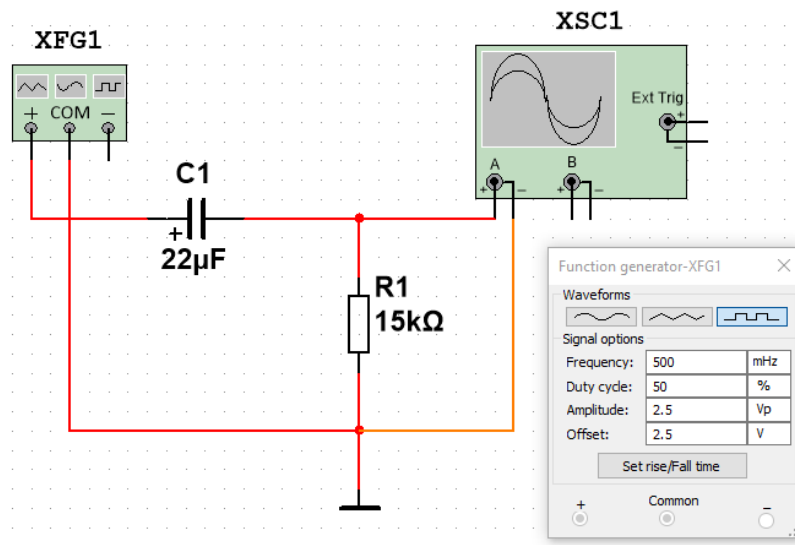
Z důvodu možnosti širšího rozsahu hodnot se jeví jako vhodnější výpočet hodnoty rezistoru namísto kapacity kondenzátoru. Úpravami vzorce 1.1, lze hodnotu rezistoru vypočítat. Hodnota kapacity se rovná 22 μF .

$$R = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_c \cdot C} [\Omega] \quad (1.3.)$$

Po dosazení:

$$R = \frac{1}{2 \cdot 3,1416 \cdot 0,5 \cdot 22 \cdot 10^{-6}} \doteq 14\,468,6312\,\Omega \quad (1.4.)$$

Na základě tohoto výsledku výpočtu je možné usuzovat dvou variant, první variantou je volba rezistoru, s co nejbližší hodnotou vypočtené hodnotě. Druhá varianta nabízí možnost nastavení hodnoty odporu, na základě měření nastavené hodnoty trimru. Zapojení první varianty znázorňuje obrázek 16, kde je nastavený blok funkčního generátoru s parametry. Frekvence je 0,5 Hz, střída je 50 %, amplituda 2,5 V a offset je nastaven také na hodnotu 2,5 V.



Obrázek 16 – Zapojení horní propusti v simulátoru Multisim pro frekvenci 0,5 Hz.

Výstup z bloku osciloskopu v programu Multisim znázorňuje graf 4, který zobrazuje dle zapojení průběh napětí na rezistoru v čase. Obvodové prvky jsou výhradně vztaženy k frekvenci 0,5 Hz.

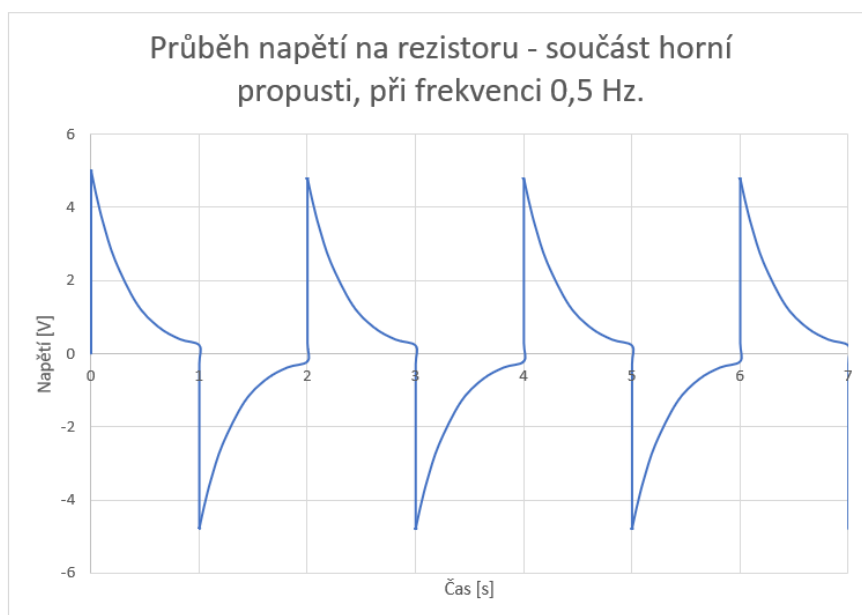
$$\tau = R \cdot C \quad (1.5.)$$

Kde R představuje hodnotu odporu a C hodnotu kondenzátoru v horní propusti a τ představuje časovou konstantu. [20]

Následně platí, že:

$$U_{\text{výstup}} = \tau \cdot \frac{dU_{\text{vstup}}}{dt} \quad (1.6.)$$

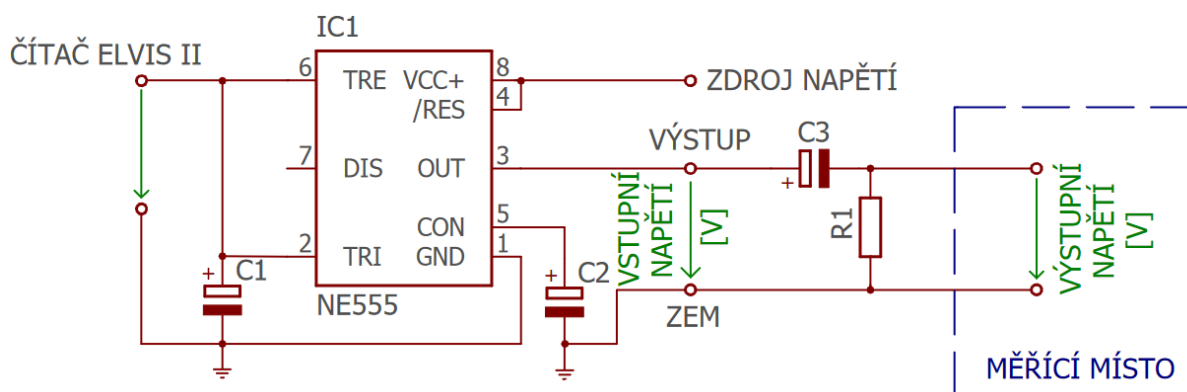
kde τ je již zmíněná časová konstanta, U_{vstup} je vstupní napětí ve voltech, t je čas v sekundách, $U_{\text{výstup}}$ je výstupní napětí ve voltech a písmeno d označuje derivaci prvního řádu. [20]



Graf 4 - Průběh napětí v čase na rezistoru při frekvenci 0,5 Hz (simulace).

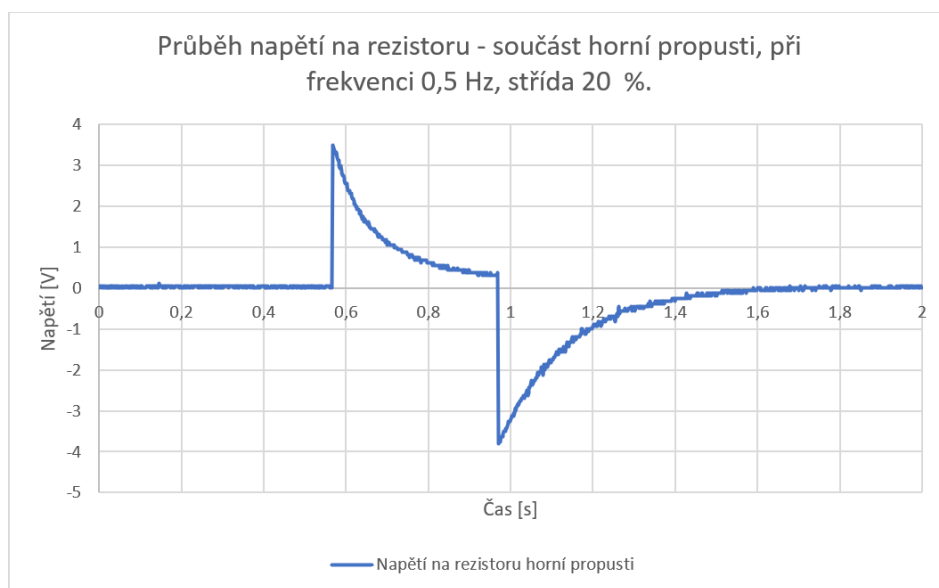
Jak zobrazuje tento graf, lze si všimnout, že tvar těchto impulsů se podobá intrakardiálním impulsům. Maximální hodnota napětí je 5 V a minimální hodnota se blíží k - 5 V. Šířka impulsů je stejná se šířkou impulsů, které zobrazuje graf 2. Lze tedy tvrdit, že tam, kde je impuls kladný na výstupu obvodu NE555 v předchozí podkapitole, lze očekávat i kladný impuls na rezistoru horní propusti.

Dochází tak k situaci, kdy je třeba tuto simulaci také ověřit. Níže lze nahlédnout na zapojení takového obvodu.



Obrázek 17 – Zapojení NE555 společně s horní propustí pro měření.

Tento obrázek je zapojením, skládajícího se z integrovaného obvodu NE555, tří kondenzátorů a odporu. Při měření byly některé hodnoty totožné s těmi v simulaci. Hodnota kondenzátoru C_1 byla rovna 22 μF , hodnota C_2 byla 0,01 μF , hodnota C_3 byla 22 μF a hodnota R_1 byla 15 k Ω . Měřicí místo bylo na odporu R_1 a vstupní napětí horní propusti bylo výstupem integrovaného obvodu NE555 vůči zemi. Naměřené data zobrazuje graf 5.



Graf 5 – Průběh napětí v čase na rezistoru při frekvenci 0,5 Hz (není simulace).

Tento průběh uvedený výše zobrazuje výstup z horní propusti, zapojení uvádí obrázek 17. Střída byla nastavena na hodnotu 0,2, což odpovídá po přepočtení šířce impulsu 400 ms. Patrný je pokles napětí, který je znatelnější, než v případě průběhu výstupu čítače NE555 znázorňující graf 3.



Graf 6 – Závislost maximální hodnoty napětí na odporu R1, měřeno na odporu R1.

Pro frekvenci 0,5 Hz je znázorněn graf 6, který zobrazuje hodnotu maximální amplitudy v závislosti na hodnotě odporu R_1 . Z uvedeného grafu vyplývá, že hodnota amplitudy se mění tak, že při velmi nízkém odporu 0,05 až 150 Ω je hodnota napětí blízká nule. Napětí dosahuje hodnoty od 0,6 až 1,55 V při hodnotě odporu 200 až 1000 Ω . Okolo hodnoty 1200 až 10 000 Ω je napětí v maximu 2,75 až 3,2 V. Hodnotě odporu v rozmezí 10 000 až 50 000 Ω odpovídá hodnota napětí v maximu 3,2 až 3,5 V. V rozmezí 60 000 až 500 000 Ω je napětí v maximu na odporu rovné hodnotě v rozmezí 3,3 V až 2,5 V.

Otázkou však zůstává, jakým způsobem je tento obvod zatížen vzhledem k reaktanci kondenzátoru X_C , která spolu s odporem tvoří zátěž v obvodu. Dle Ohmova zákona a definici napěťového děliče lze na tuto skutečnost přijít. Například u maximálního napětí 2,75 V na odporu o hodnotě 1000 Ω je možné vypočítat reaktanci X_C následovně:

$$U_R = 2,75 \text{ V} \quad (1.7.)$$

$$R = 1\,000 \, \Omega \quad (1.8.)$$

$$I_C = I_R = \frac{U_R}{R} = \frac{2,75}{1000} = 2,75 \text{ mA} \quad (1.9.)$$

$$U_C = U - U_R = 5 - 2,75 = 2,25 \text{ V} \quad (1.10.)$$

$$X_C = \frac{U_C}{I_C} = \frac{2,25}{2,75 \cdot 10^{-3}} = 818 \, \Omega \quad (1.11.)$$

Poměr mezi zátěžemi je roven hodnotě 1,2225. Pro hodnotu 3,25 V na odporu R_1 vychází hodnota reaktance X_C takto:

$$U_R = 3,25 \text{ V} \quad (1.12.)$$

$$R = 10\,000 \, \Omega \quad (1.13.)$$

$$I_C = I_R = \frac{U_R}{R} = \frac{3,25}{10\,000} = 325 \, \mu\text{A} \quad (1.14.)$$

$$U_C = U - U_R = 5 - 3,25 = 1,75 \text{ V} \quad (1.15.)$$

$$X_C = \frac{U_C}{I_C} = \frac{1,75}{325 \cdot 10^{-6}} = 5\,384 \, \Omega \quad (1.16.)$$

Poměr mezi zátěžemi je roven hodnotě 1,8574. Z uvedených dvou výsledků vyplývá závěr, že při stejné frekvenci, stejné hodnotě kondenzátoru, stejnému vstupnímu napětí a stejné střídě je možné upravovat hodnotu výstupního napětí. Nicméně, pro využití to není ideální, neboť by při každé změně odporu R_1 bylo třeba změřit a korigovat hodnotu napětí na odporu.

Při velmi nízkých hodnotách na odporu R_1 je však situace odlišná. Stejným způsobem lze dojít k výpočtům, jejichž výsledek vykazuje hodnotu reaktance desetinásobně vyšší. Z toho vyplývá, že uváděný poměr je roven hodnotě 0,0178.

Velmi nízký odpor R_1 vytváří v obvodu velmi malý úbytek napětí, naproti tomu ve stejném obvodu se stejným odporem je úbytek napětí největší na kondenzátoru. Z toho vyplývá nutnost využití vzorce 1.1.

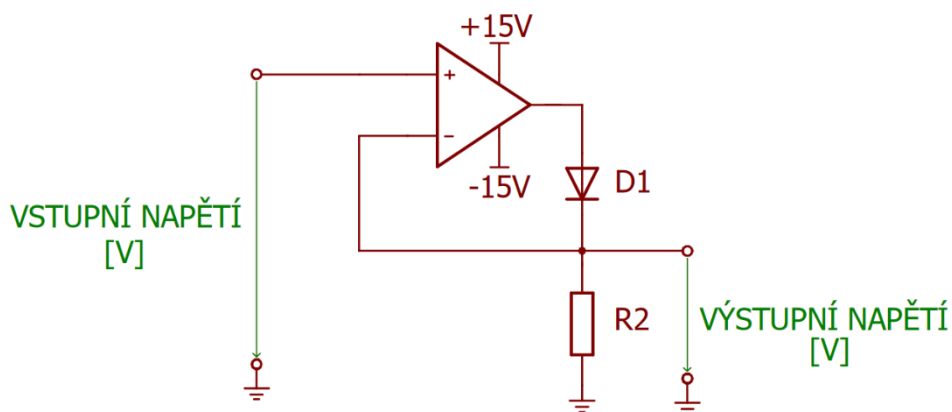
Tabulka 3 – Hodnoty odporu a kondenzátoru při různých frekvencích horní propusti.

Počet tepů [60 · s]	Frekvence [Hz]	R _{skutečný} [Ω]	R _{nejbližší} [Ω]	C [μF]
30	0,5	14 468,6312	15 000	22
40	0,6667	10 851,47	11 000	22
50	0,8333	8 681,179	9 100	22
60	1	7 234,316	7 500	22
70	1,1667	6 200,842	6 200	22
80	1,3333	5 425,737	5 600	22
90	1,5	4 822,877	4 700	22
100	1,6667	4 340,589	4 300	22
120	2	3 617,158	3 600	22
150	2,5	2 893,726	3 000	22
200	3,3333	2 170,295	2 200	22
250	4,1667	1 736,236	1 800	22
300	5	1 446,863	1 500	22
600	10	723,4316	750	22

Tabulka č. 2 obsahuje výsledky výpočtu pro různé frekvence, pro lepší přehled je zde uvedena srdeční frekvence, ale také přepočet na frekvenci impulsů. R_{skutečný} znázorňuje skutečnou vypočtenou hodnotu odporu, naproti tomu R_{nejbližší} zohledňuje použití nejbližší součástky rezistoru. Kapacita je zvolena u všech výpočtů totožná.

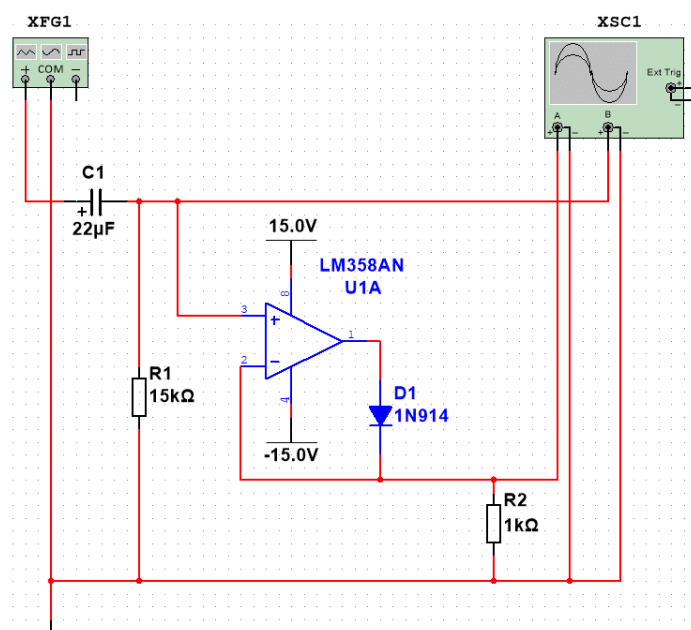
4.3. Aktivní usměrňovač

Pro vznik impulsů, kterým je možné budit kardiostimulátory je nutné odfiltrovat kladnou nebo zápornou část nad nebo pod izolinií uvedeného průběhu závislosti napětí na čase u rezistoru horní propusti. Zapojení, které umožňuje tuto úpravu signálu je aktivní usměrňovač. Více přiblížení vlastností operačního zesilovače lze nalézt v následující podkapitole.



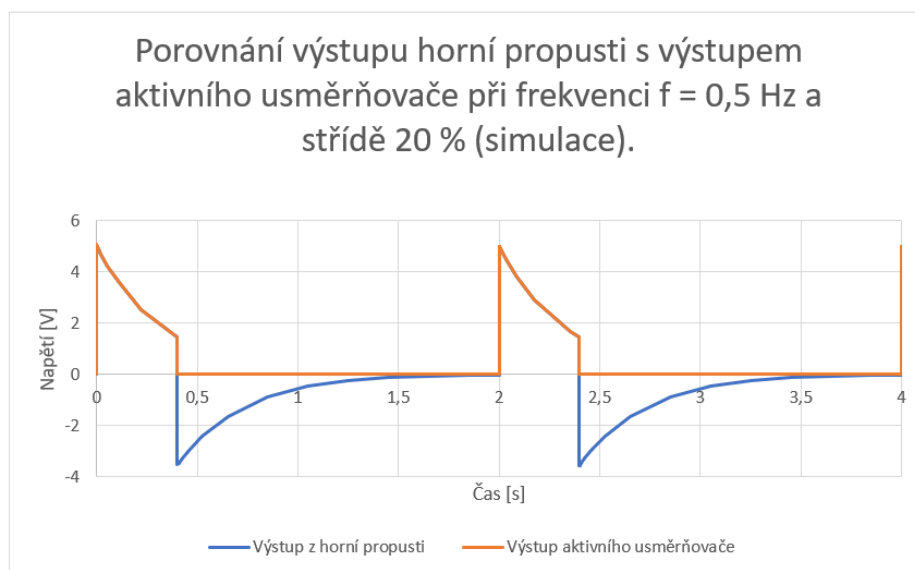
Obrázek 18 – Zapojení operačního zesilovače jako usměrňovače.

Zapojení, které znázorňuje obrázek 18 je zapojení operačního zesilovače jako usměrňovače. U integrovaných operačních zesilovačů je vždy měření orientováno vůči zemi, v tomto případě je měřeno napětí na rezistoru. Důležité je také opomenout, připojení vstupního napětí na neinvertující vstup, což má za následek neobracení signálu výstupního. V zapojení dioda slouží jako jednocestný usměrňovač napětí na rezistoru. Hodnota rezistoru je rovna 1 k Ω . Zapojení níže znázorňuje zapojení v simulátoru.

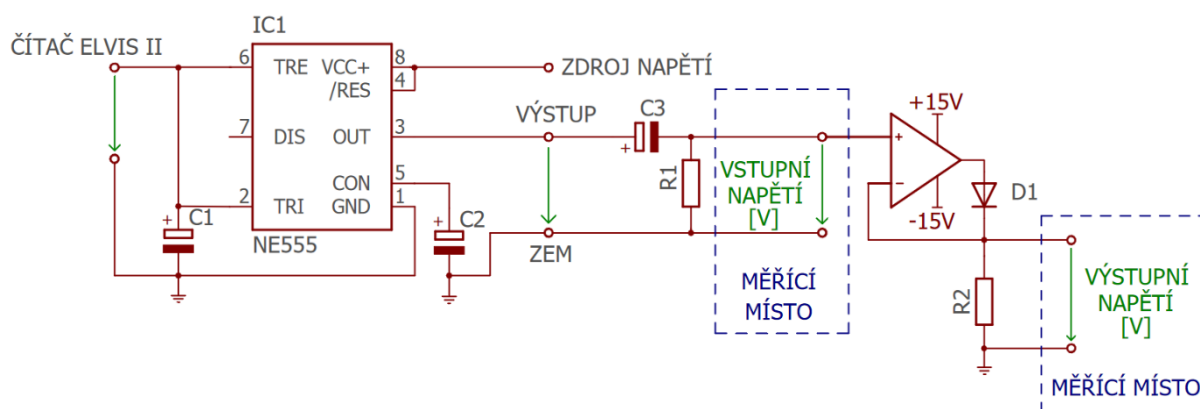


Obrázek 19 – Zapojení aktivního usměrňovače v simulátoru Multisim.

Zapojení v simulátoru se skládá z celkem pěti elektronických prvků, kromě měřicího a generujícího bloku. V zapojení je kondenzátor C_1 při hodnotě 22 μF , který spolu s odporem R_1 tvoří horní propust pro frekvenci 0,5 Hz na kterou je funkční generátor XFG1 nastaven. Využitý operační zesilovač je LM358AN, který lze pro tuto simulaci využít. Dioda D_1 je volena 1N914, která je ekvivalentní diodě 1N4148. Na odporu R_2 je měřený výsledný průběh, vykreslený na grafu níže.

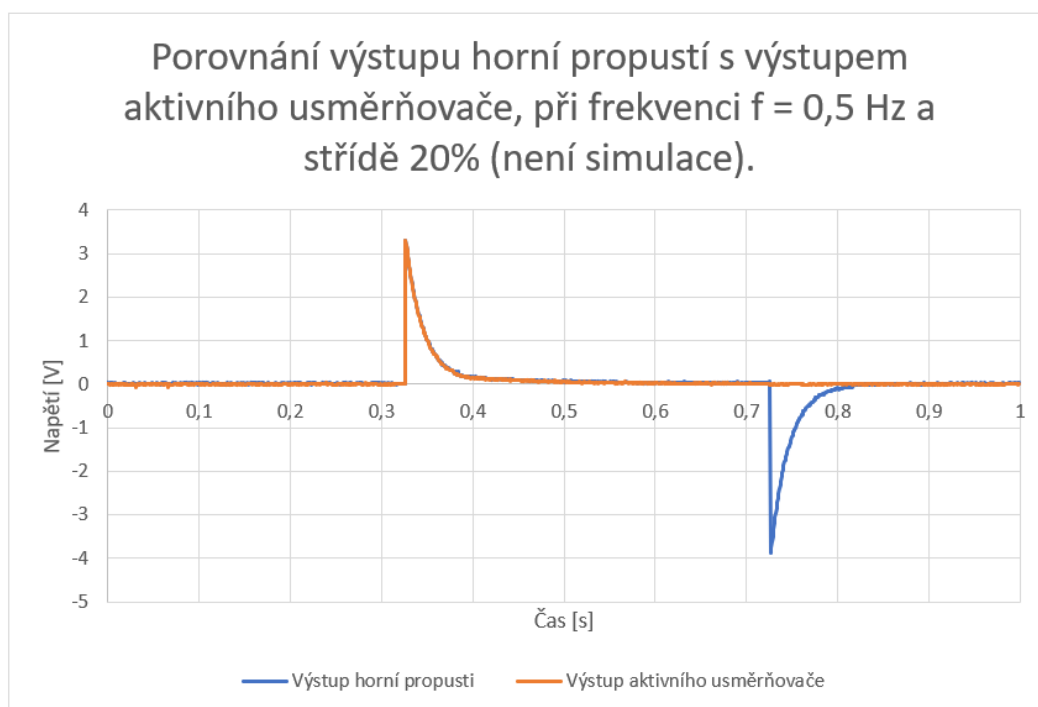


Z výše uvedeného grafu je patrné, že předpoklad vlastnosti jednocestného usměrňovače byl splněn. Dle simulace by v ideálním případě nemělo docházet k úbytku napětí na rezistoru. Níže je zobrazeno zapojení obvodu NE555, horní propusti a aktivního usměrňovače.



Obrázek 20 – Zapojení obvodu NE555, horní propusti a aktivního usměrňovače.

Uvedené zapojení se skládá celkem z osmi prvků. Kondenzátor C_1 má hodnotu $22 \mu\text{F}$, kondenzátor C_2 má hodnotu $0,01 \mu\text{F}$, kondenzátor C_3 má hodnotu $22 \mu\text{F}$, odpor R_1 má hodnotu $15 \text{ k}\Omega$. Použitý operační zesilovač je LM358AN, dioda D_1 je 1N4148, která je ekvivalentní diodě 1N914 (lze dohledat v datasheetu). Odpor R_2 má hodnotu $1 \text{ k}\Omega$, je zapojen vůči zemi a katodě diody, anoda diody je zapojena na výstup operačního zesilovače a zároveň invertující vstup je zapojen na katodu diody. Kde je také měřící místo vůči zemi. Následující průběh popisuje závislost výstupu horní propusti a výstupu aktivního usměrňovače.

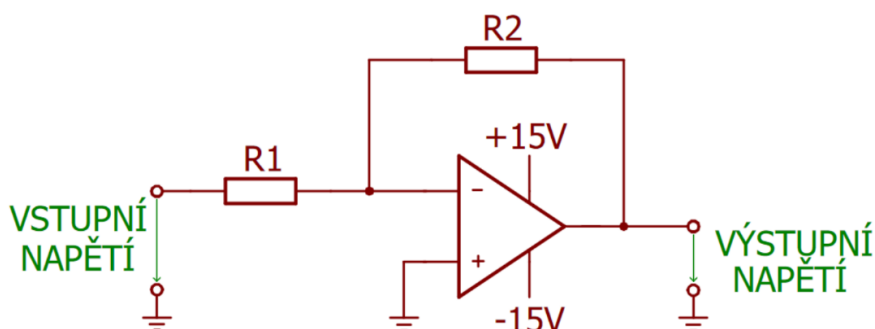


Graf 8 – Výstup horní propustí vůči výstupu aktivního usměrňovače (není simulace).

Z průběhu, který popisuje graf 8 je zřejmé, že došlo k odfiltrování záporné části průběhu díky diodě. Z čehož vyplývá, že předpoklad vlastnosti jednocestného usměrňovače byl splněn i v reálném měření. Díky tomu je možné využít tuto část obvodu pro úpravu signálu. Pokud se srovná předchozí graf 7, s tímto grafem je patrná užší šířka impulsu. Stejně tak dochází zde k úbytku napětí (5 V při simulaci, vůči 3,2 V při reálném měření). Je proto třeba analyzovat vlastnosti celého obvodu.

4.4. Invertující operační zesilovač

Aby bylo možné výstupní signál z obvodu v předešlé podkapitole obrátit vůči izolínii je možné aplikovat invertující zapojení operačního zesilovače. Obvodové schéma invertujícího operačního zesilovače je umístěno níže. Je tak nutné učinit z důvodu toho, jaký má tvar signál srdeční aktivity snímaný pomocí kardiostimulátoru.



Obrázek 21 – Zapojení invertujícího operačního zesilovače.

Obvod je tvořen jedním operačním zesilovačem, který je napájen 15 V. Aby vstupní napětí bylo invertováno, je třeba neinvertující vstup uzemnit a na vstupu invertujícím by měla být zátěž R_1 a mezi invertujícím vstupem výstupem by měla být zátěž R_2 . Výstupní napětí je poté možné měřit vůči výstupu

a zemi tohoto obvodu. Poměr výstupu vůči vstupu je roven poměru impedancí dle vzorce níže. Znaménko mínus značí inverzi napětí.

Invertující zesilovač má zesílení rovné, dle vzorce: [21]

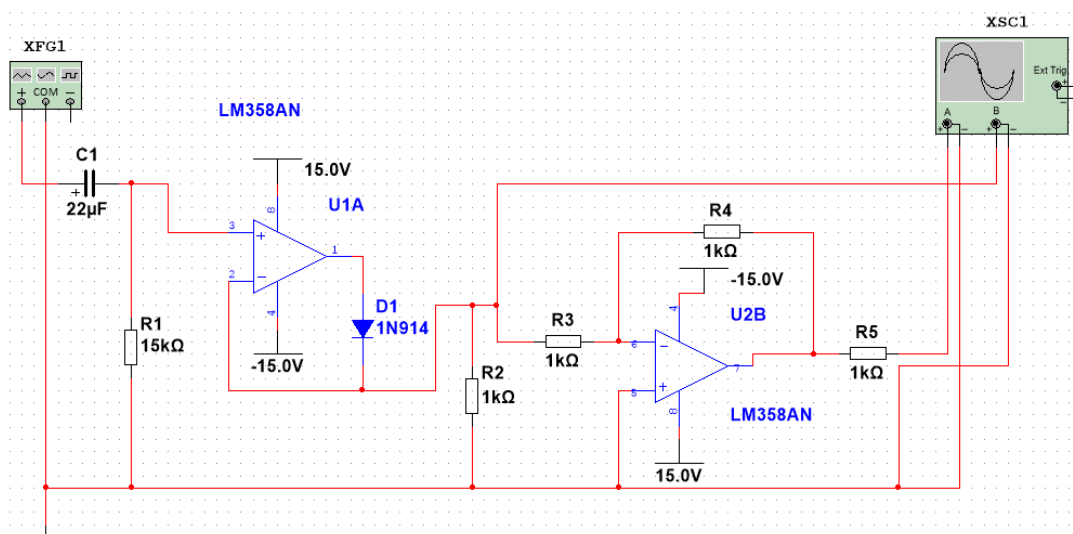
$$A = \frac{U_o}{U_i} = -\frac{Z_2}{Z_1} [-] \quad (1.17.)$$

Z čehož vyplývá, že napětí na diodě, lze vzhledem k vlastnostem invertujícího zesilovače korigovat dle poměru zátěží na invertujícím vstupu a zátěží mezi invertujícím vstupem a výstupem.

Výstup na aktivním usměrňovači lze pomocí invertujícího zesilovače upravit a to tak, aby byl signál vhodný pro použití kardiostimulační techniky, kde U_o je napětí na odporu R_1 , U_i je napětí na odporu R_2 , mezi výstupem a invertujícím vstupem. Z čehož lze odvodit, že impedance Z_1 je rovna odporu R_1 a impedance Z_2 je rovna odporu R_2

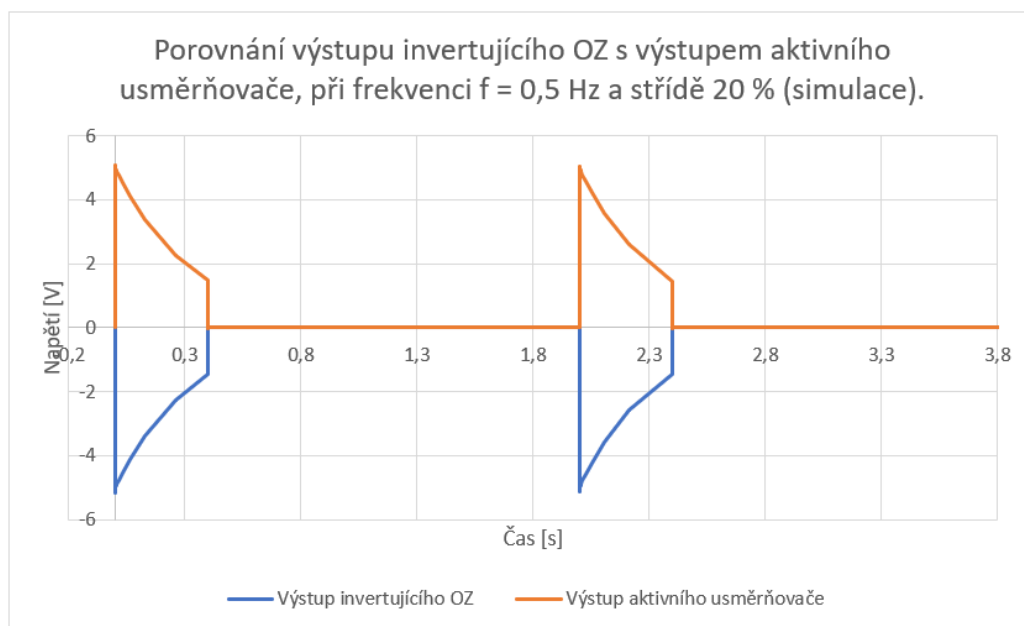
$$U_{výstup} = -\frac{R_2}{R_1} \cdot U_{vstup} \quad (1.18.)$$

Nyní je možné simulovat a měřit, jelikož jsou známy důležité vlastnosti navrhovaného řešení. Níže je uvedeno celé zapojení v simulátoru Multisim.



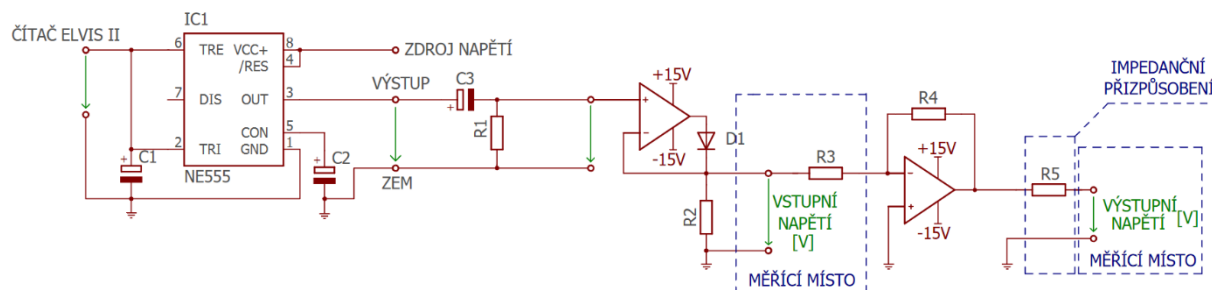
Obrázek 22 – Zapojení čítače, horní propusti, aktivního usměrňovače a invertujícího zesilovače (simulace).

Zapojení se skládá z horní propusti nastavené pro hodnotu 0,5 Hz, aktivního usměrňovače a invertujícího zesilovače. Invertující operační zesilovač má pomocí odporů R_3 a R_4 nastavenou hodnotu zesílení rovnou -1 . Měl by tedy otáčet signál vůči izolinii přivedený mezi odporem R_3 a zemí. Čítač označený jako XFG1 je nastaven s frekvencí 0,5 Hz, střídou 20 %, amplitudou 2,5 V a offsetem 2,5 V. Odpor R_5 s hodnotou 1 kΩ představuje impedanční přizpůsobení svodům kardiostimulátorům. Blok XSC1 slouží jako osciloskop k zobrazení průběhů připojených částí obvodu. Výstupem simulace je následující graf zobrazující signál na výstupu aktivního usměrňovače vůči výstupu invertujícího operačního zesilovače.



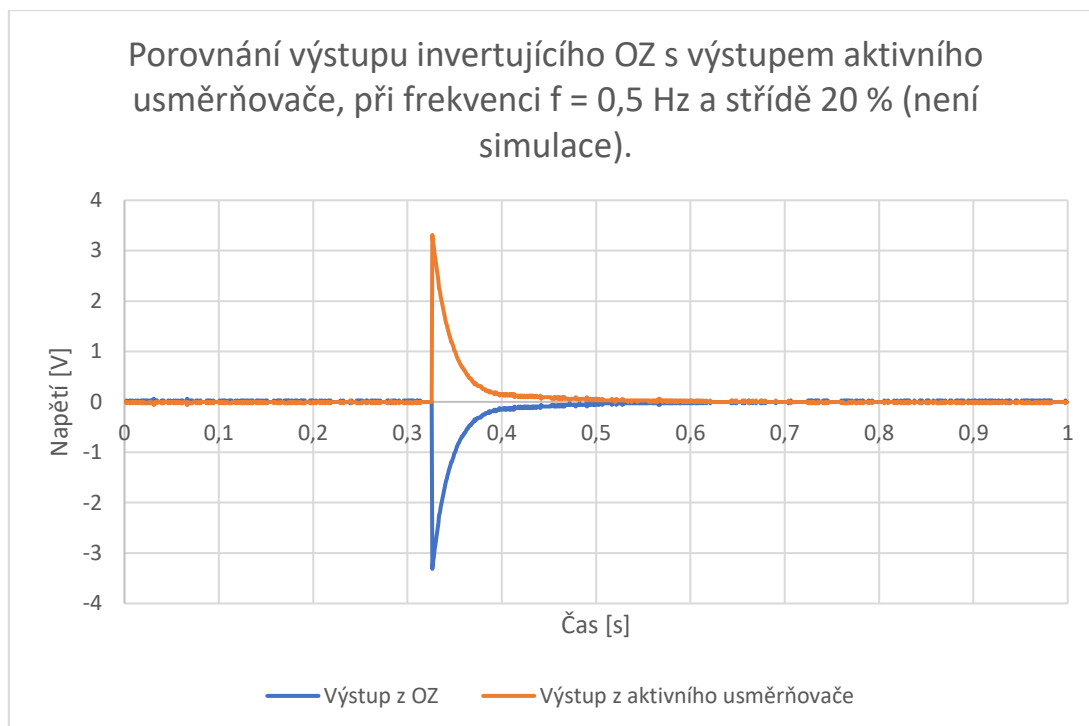
Graf 9 – Výstup invertujícího OZ vůči výstupu aktivního usměrňovače (simulace).

Předpokladem pro výstup z invertujícího operačního zesilovače je obrácená hodnota napětí, přivedeného na vstup. Přesně to vystihuje výše uvedený graf, kdy modrá barva graficky popisuje v čase výstup operačního zesilovače a oranžová barva popisuje graficky výstup aktivního usměrňovače. Lze si všimnout, že uvedený invertovaný signál nemá zeslabený signál, který by se projevil sníženou amplitudou na výstupu. Je to dáno poměrem odporů R_3 a R_4 , jak již bylo zmíněno. Nyní je třeba předpoklad, který byl splněn, ověřit v reálném zapojení.



Obrázek 23 – Schéma zapojení celého obvodu pro generování levé komory.

Uvedené schéma se skládá celkem z 12 prvků. V předchozích kapitolách byly jejich funkce zmíněny. Uvedené schéma je kompletní a pro generaci včetně extrasystoly jsou zapotřebí dvě taková schémata. Důležité je opomenout vstup čítače, který řídí především frekvenci, šířku a zpoždění impulsu a zdroj napětí, který řídí amplitudu signálu. Je však třeba uvést hodnotu prvků, aby bylo zřejmé, za jakých podmínek bylo měření provedeno. Kondenzátor C_1 měl stejně jako kondenzátor C_3 hodnotu $22 \mu\text{F}$, kondenzátor C_2 měl hodnotu $0,01 \mu\text{F}$, odpor R_1 měl hodnotu $15 \text{ k}\Omega$ a jako dioda D_1 byla vybrána 1N4148. Odpory R_2 , R_3 , R_4 a R_5 měly stejnou hodnotu $1 \text{ k}\Omega$ a za duální operační zesilovač byl vybrán LM358AN. Čítač na desce Elvis II je nastaven na hodnotu $0,5 \text{ Hz}$ pro frekvenci, 20 % pro střídu a zpoždění je nulové. Předpokladem tvaru výstupního signálu vůči vstupnímu signálu na invertujícím operačním zesilovači je obrácená hodnota napětí. Napětí na výstupu a vstupu operačního zesilovače znázorňuje následující graf.

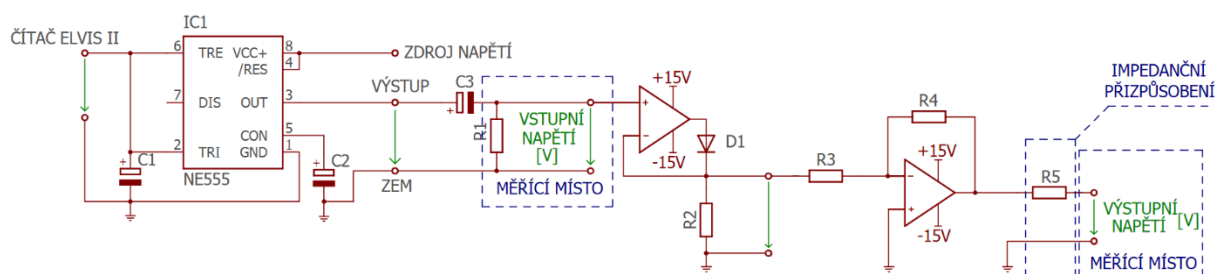


Graf 10 – Výstup invertujícího OZ vůči aktivnímu usměrňovači (není simulace).

Uvedený graf potvrzuje předpoklad o obrácení signálu z kladných hodnot na záporné hodnoty. Pokud se porovná mezi sebou tento graf a graf 9, je patrné, že tvarově se signál liší. Stejná je akorát frekvence 0,5 Hz (která byla ověřena na osciloskopu) a šířka, která po přepočtení z poměrové (procentuální) hodnoty na časovou je rovna 400 ms z celých 2000 ms. Liší se amplituda, která je v případě tohoto grafu nižší o 1,7 V a patrný je také odlišný tvar signálu vzhledem ke zmíněnému grafu. Následující podkapitola se zabývá změnou hodnot s ohledem na tvar výsledného impulsu pro různé parametry. Na základě série provedených měření bylo zjištěno, že integrovaný obvod obsahující dva operační zesilovače LM358AN je ekvivalentem NJM4580D pro využití pásmo frekvencí (0,5 až 10 Hz). Je možné jej využít i z hlediska konstrukce, kdy pouzdro má výchozí piny ekvivalentní.

4.5. Analýza generátoru srdečních impulsů

Tato podkapitola má za cíl stanovit tvar a výšku amplitudy generovaných na výstupu operačního zesilovače. Na základě měření bylo zjištěno, že změna hodnot – především v horní propusti (podkapitola 4.2) ovlivňuje tvar impulsu na výstupu operačního zesilovače. Měření byla prováděna se změnou hodnot odporu R_1 , kondenzátor C_3 (celé schéma zobrazuje obrázek 23) měl hodnotu 22 μF a také nastavitelných veličin jako je střída a frekvence impulsů. Jelikož uvedená analýza byla naměřena na stejných místech, s rozdílem odlišných podmínek, je třeba uvést schéma zapojení, které tuto analýzu definuje.

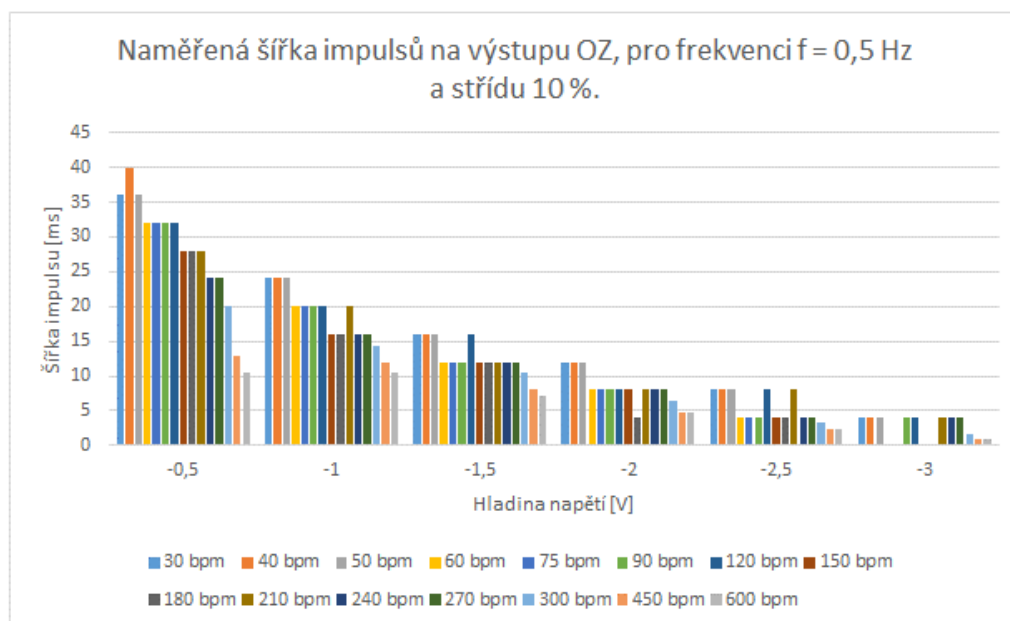


Obrázek 24 - Schéma obvodu levé komory s vyznačenými měřicími místy.

Jelikož uvedené měření se liší změnou určitých elektronických prvků nebo nastavených veličin v programu Labview, výše zmíněné schéma je z tohoto důvodu nutné popsat, aby bylo patrné, které prvky se nemění. Při měřeních se nemění kondenzátor C_1 s hodnotou $22 \mu\text{F}$, kondenzátor C_2 o hodnotě $0,01 \mu\text{F}$, dioda D_1 typu 1N4148 a odpory R_2 , R_3 , R_4 a R_5 s hodnotou $1 \text{ k}\Omega$.

4.5.1. Měření všech frekvencí horní propusti pro střídu 10%

První měření, mělo za cíl stanovit, jakým způsobem se změní tvar a amplituda při změně frekvence pro čtyři různé hodnoty střídy. Hodnotu zmíněných dvou elektronických prvků (odporu a kondenzátoru) popisuje tabulka 3, kde stejně jako v tabulce se zmíněný kondenzátor, zde C_3 nemění a nabývá tak hodnoty $22 \mu\text{F}$ po celou dobu měření v této podkapitole. Odpory jsou zvoleny dle této tabulky, stejně jako náležící frekvence.

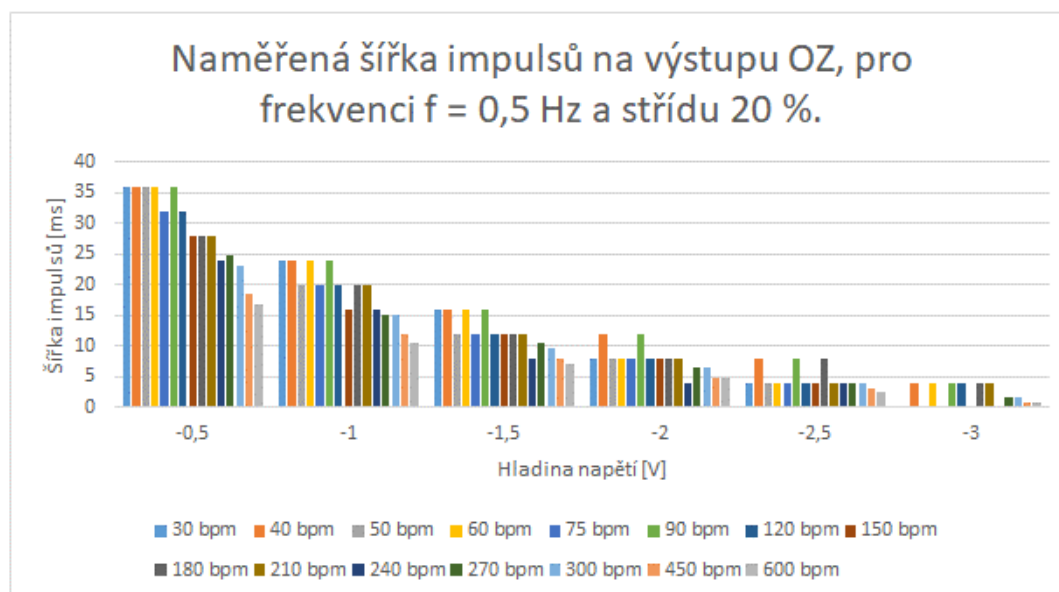


Graf 11 - Zanalyzované šířky impulsů na výstupu OZ, při frekvenci $f = 0,5 \text{ Hz}$ a střídě 10 %.

Pomocí funkce minimum a maximum je možné vypočítat z tabulkových dat hodnotu příslušných mezí amplitud. Nelze však podobným způsobem vypočítat šířku impulsu. Ta byla vypočtena porovnávací metodou, která spočívala ve výrokovém porovnávání jednotlivých dat, kde zvolený práh odpovídal skutečné hodnotě impulsu a byl porovnáván, zda je menší. Pokud tato hodnota výroku byla pravdivá, zaznamenala se data, která se pro určitý práh sečetla. Ten samý způsob byl aplikován pro ostatní hodnoty hladiny napětí ve voltech. Následně muselo dojít k vynásobení těchto sečtených dat pomocí

hodnoty šířky jednoho časového kroku. Výsledkem je šířka impulsu daná pro určitou hladinu napětí ve voltech. Z toho lze usuzovat pravděpodobný tvar impulsu, který může být generován výstupem.

Pro stejnou frekvenci 0,5 Hz při šířce impulsu, jak uvádí výše zmíněný graf je možné nahlédnout na šířku impulsů vzhledem k napětí ve voltech. Pro hodnotu hladiny napětí rovnou – 3 V nabývají nejmenší šířky impulsů, u hodnoty frekvenci 60, 75, 150 a 180 bpm s šířkou impulsu rovnou nule. Nejvyšší hodnotu nabývá hladina napětí – 0,5 V, při hodnotě šířky impulsu 40 ms a frekvenci 40 bpm. Dle grafu platí, že se zvyšující se frekvenci ubývá šířka impulsu vzhledem k hladině napětí. Obdobně byl naměřen následující graf s rozdílem střídy 20 %.

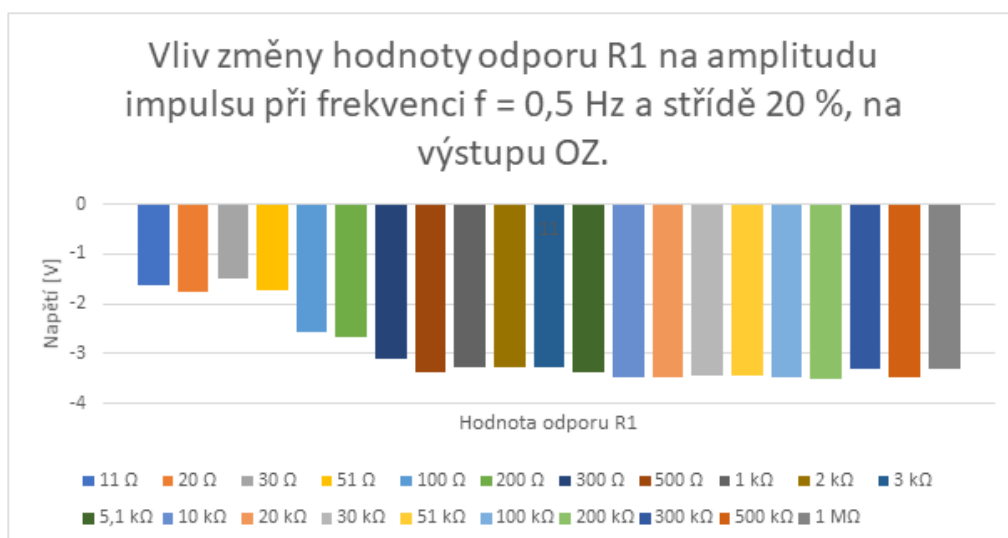


Graf 12 - Zanalyzované šířky impulsů na výstupu OZ, při frekvenci $f = 0,5$ Hz a střídě 20 %.

Uvedený graf má zapojení dle vypočtených hodnot pro horní propust, při různých frekvencích, dle popisku pod osou x. Porovnáním předchozího grafu si lze všimnout, že tvar je odlišný, a tak nelze u všech frekvencí předpokládat, že při vyšší hodnotě střídy lze dosáhnout vyšší hodnoty šířky impulsu. Avšak, najdou se i frekvence, pro které takové pravidlo platí. Například pro hodnotu 600 bpm při hodnotě střídy 10 % je na hladině – 0,5 V šířka rovna 10,4 ms, u hladiny 20 % pro stejnou hladinu napětí je šířka impulsu 16,8 ms. Naproti tomu u hodnoty 60 bpm pro hladinu stejnou je šířka impulsu u střídy 20 % rovna 36 ms, u střídy 10 % je tomu však jinak, ta dosahuje vyšší šířky impulsu rovnou 40 ms. Rovněž platí pravidlo, že se zvyšující se frekvenci ubývá šířka impulsu na hladině napětí.

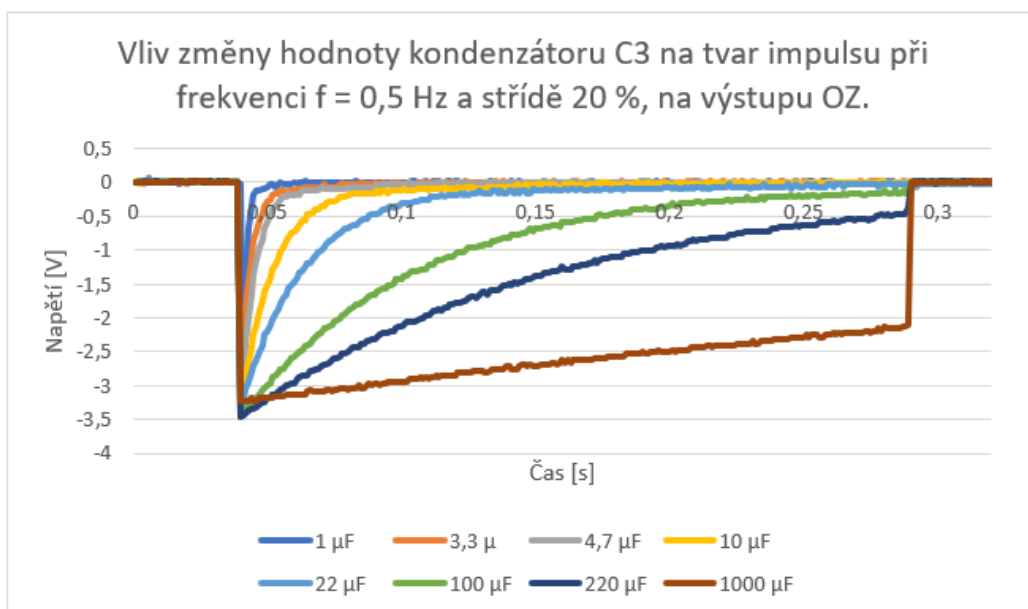
4.5.2. Analyzování horní propusti se změnou odporu R_1 a kondenzátoru C_3

Na základě měření v předchozí kapitole, bylo zjištěno, že napětí a šířka impulsu se mění, pokud dojde k výběru součástek mimo hodnoty, které uvádí tabulka 3. Při změně hodnoty odporu R_1 v obvodu horní propusti s kondenzátorem C_3 o kapacitě 22 μF při každém měření je výsledná amplituda popsána následujícím grafem.



Graf 13 – Vliv změny hodnoty odporu R1 při frekvenci 0,5 Hz a střídě 20 %, na výstupu OZ.

Uvedený graf znázorňuje poměrně velkou škálu hodnot, při které byl měřen výstup OZ, proto jsou hodnoty záporné. Lze si všimnout, že u hodnot odporu R_1 od 100 kΩ až po hodnotu 200 kΩ je hodnota amplitudy nad -3,5 V úroveň ke vztažené izolínii. Nižší hodnoty odporu v oblasti pod 51 Ω snižují rapidním způsobem amplitudu. Nahlédnutím do tabulky č. 3 nebo výpočtem dle vzorce 1.3 lze zjistit hodnotu odporu pro horní propust, tak aby propouštěla frekvence od 30 bpm (0,5 Hz). Tato hodnota je mezi 10 kΩ a 20 kΩ a patří do již zmíněné kategorie, která má nejvyšší zápornou amplitudu. Jakým způsobem se impuls mění pro kondenzátor C_3 uvádí následující graf.



Graf 14 – Vliv změny hodnoty kondenzátoru C_3 na tvar impulsu při frekvenci $f = 0,5$ Hz a střídě 20 %.

Lze si všimnout, že výše zmíněná tabulka zmiňuje použití kondenzátoru C_3 pro všechny frekvence horní propusti se změnou hodnoty odporu R_1 . Při změně hodnoty C_3 při hodnotě odporu R_1 rovné 15 kΩ dochází ke změně šířky impulsu a také do jisté míry ke změně amplitudy signálu. Jak zobrazuje graf, hodnoty od 1 μF do 4,7 μF mají poměrně úzký impuls, naproti tomu již širší impuls

začíná od hodnoty 10 μF , po hodnotu 1000 μF pro impuls nejširší. Vzhledem k amplitudě pro jednotlivé kapacity jsou hodnoty následující:

Tabulka 4 – Hodnoty napětí na výstupu operačního zesilovače vzhledem ke kapacitě C_3 .

Kapacita C_3 [F]	1 μ	3,3 μ	4,7 μ	10 μ	22 μ	100 μ	220 μ	1000 μ
Napětí na R_1 [V]	-3,34375	-3,25	-3,46875	-3,40625	-3,3125	-3,46875	-3,46875	-3,21875

Nejvyšší hodnota napětí je u kondenzátoru o kapacitě 1000 μF s hodnotou napětí -3,21875 V a nejnižší hodnota je u kondenzátorů s kapacitou 4,7 μF , 100 μF a 220 μF s napětím -3,46875 V. Jakým způsobem bude docházet při změně kondenzátoru C_3 při hodnotě R_1 z tabulky nebo při změně odporu R_1 při různě zvolené kapacitě lze simulovat.

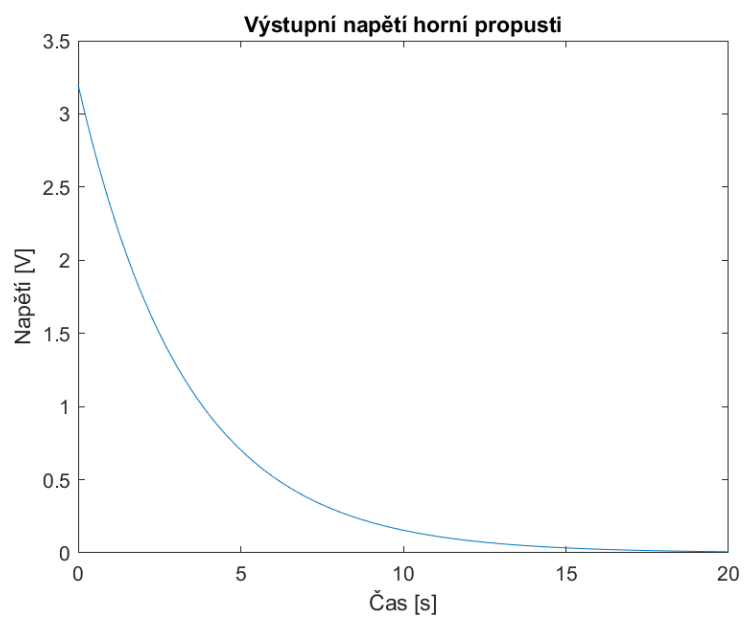
Nejprve je nutné znát amplitudu signálu, kterou poskytuje předchozí měření. Následně je potřeba znát vztah, pro výpočet napětí na odporu v horní propusti, který je stanoven jako: [20]

$$U_{\text{výstup}} = [U_{\text{vstup}}] \cdot e^{(-\frac{t}{\tau})} \quad (1.19.)$$

Kde e je Eulerovo číslo rovné 2,7182 na čtyři desetinná platná čísla, t je čas v sekundách a τ je již zmíněná konstanta ze vzorce 1.5. Pokud se vloží do programu Matlab, tento zmíněný příkaz:

```
x = 0:0.01:20;
e = 2.71828;
R = 15000;
C = 0.00022;
tau = R*C;
Uvstup = 3.2;
Uvystup = Uvstup*e.^(-(x)/tau);
plot(x,Uvystup);
title('Výstupní napětí horní propusti')
xlabel('Čas [s]')
ylabel('Napětí [V]')
```

Kde hodnota x je časový interval, kde 0 je minimum, 0,01 je šířka jednoho kroku a 20 je maximální hodnota časového intervalu. e je již zmíněná konstanta, R je hodnota odporu horní propusti v ohmech, C je hodnota kondenzátoru C_3 v horní propusti vyjádřena ve faradech, τ je časová konstanta. U_{vstup} je zadané vstupní napětí na horní propusti a U_{vystup} je vztah dle vzorce 1.19. Ostatní příkazy slouží pro popisky grafu. Dojde příkazem `plot` k vykreslení tohoto průběhu, který je uveden níže, zobrazující napětí na odporu R_1 .

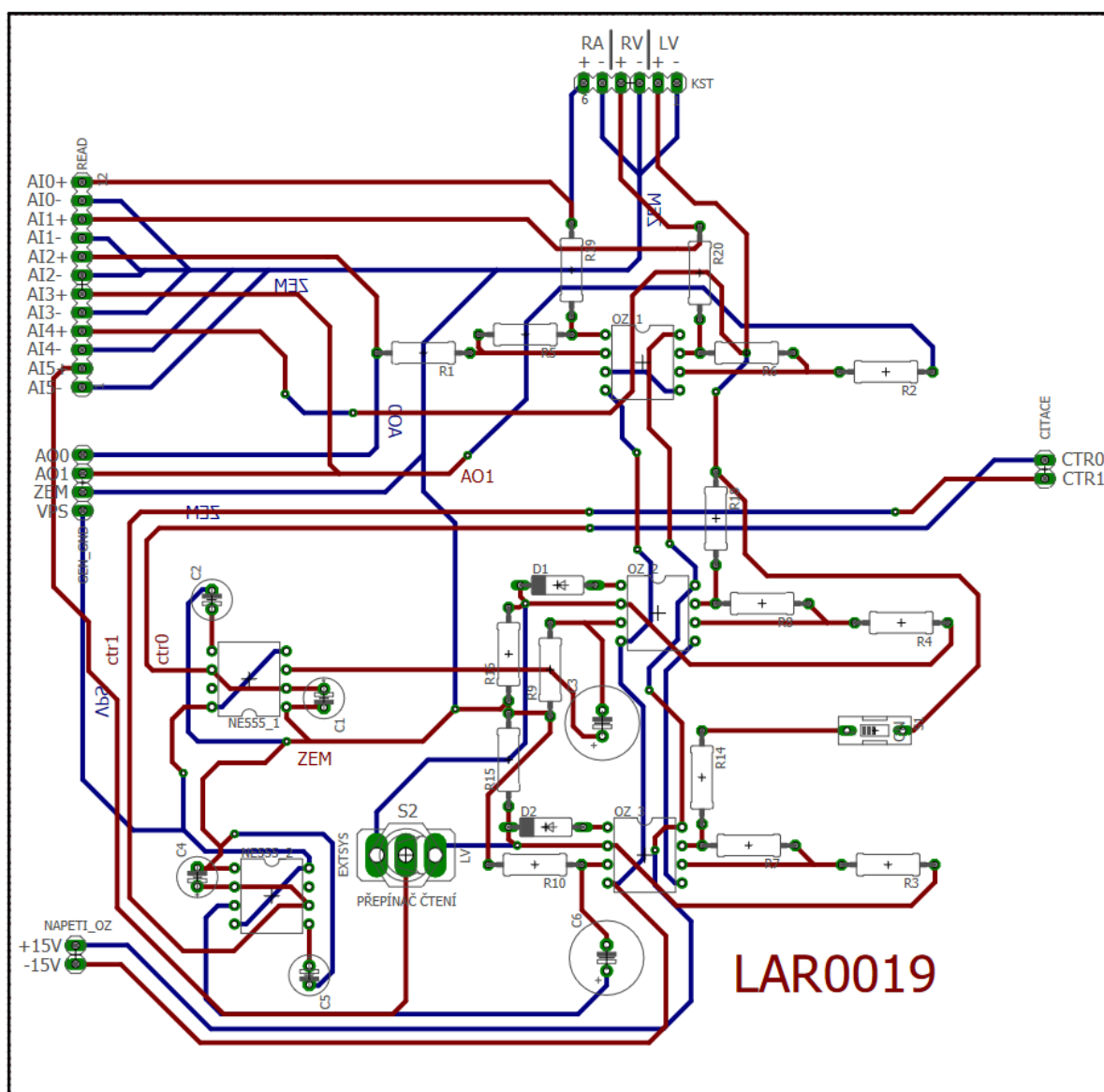


Graf 15 – Výstup ze softwaru Matlab, výstup horní propusti.

Tyto zjištěné hodnoty lze pak aplikovat přímo na desce, která je navržena v následující kapitole. Lze tak předem znát výstupní hodnotu, kterou pak lze zeslabit pomocí vztahu 1.18 v této kapitole.

4.6. Vytvoření desky plošných spojů

Cílem této práce nebylo vytvořit desku plošných spojů, ale vše nasvědčovalo tomu, že by to z praktického hlediska bylo vhodnější při testování kardiostimulátorů. Výhodou by byla možnost výměny určitých součástek, které by v případě změny frekvence byly nutné vyměnit. Také výhoda, kdy dle schématu není potřeba pro testování rozlišovat kam přijdou jednotlivé piny integrovaných obvodů, ale pouze funkční kontakty pro výstupy nebo vstupy desky Elvis II. V příloze je možné nalézt [schéma celého zapojení](#), od kterého se celá deska plošných spojů odvíjí. Část pravé síně a pravé komory je zde tvořena dvěma operačními zesilovači s impedančním přizpůsobením pro elektrody kardiostimulátoru. Levá komora se skládá ze zapojení, které je podrobněji popsáno v této 4. kapitole. Na desce jsou dva přepínače S_1 pro zapnutí extrasystoly a S_2 pro zobrazení pomocí čtecích vstupů levé komory nebo extrasystoly levé komory. Rozdíl je mezi nimi takový, že zatímco první spínač vypíná nebo zapíná své kontakty, druhý vybírá mezi dvěma hodnotami. Níže je uveden celý návrh desky plošných spojů.



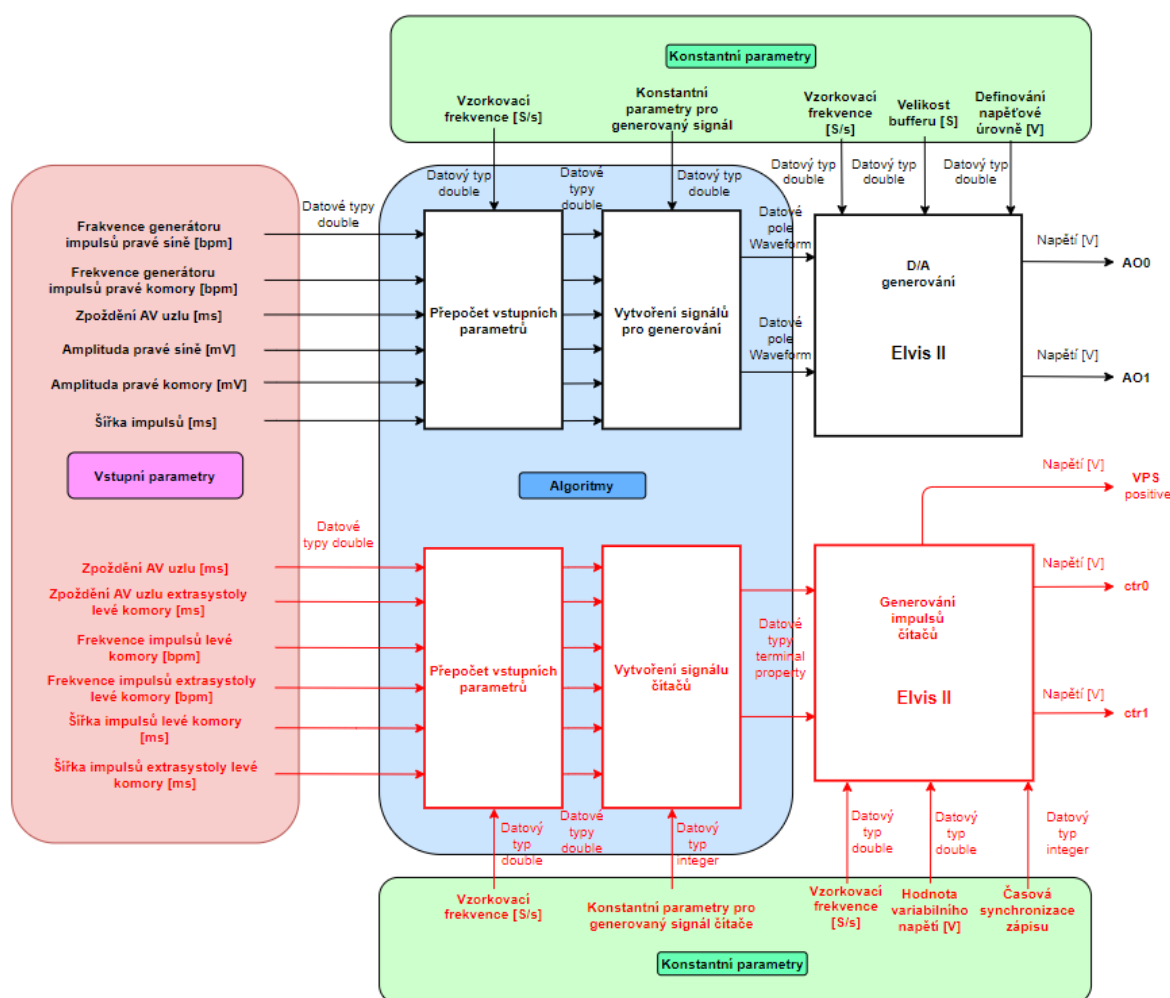
Obrázek 25 – Deska plošných spojů celého systému.

Předpokladem je, aby veškeré spoje udržovaly vzájemnou vzdálenost takovou, aby nedocházelo ke kapacitní vazbě nebo v případě spoje nechtěnému zkratu. S ohledem na tuto skutečnost a také na větší množství vstupů a výstupů bylo nutné tuto desku vytvořit oboustrannou. Kde červená barva je vrchní strana součástek a spodní strana má barvu modrou. Jednotlivé propojky sloužící pro přechod z těchto stran, kde je to nutné nebo pájecí plošky součástek jsou znázorněny barvou zelenou. Rozměr desky je 151,2 mm šířky a 148,1 mm výšky. Další možností je využití při výuce, kdy student má již tak omezený čas na zapojení a testování. Tato deska šetří tedy i čas z důvodu nutnosti propojení jednotlivých komponentů.

Nesmí se však opomenout vyznačení připojení elektrod, v obrázku je uvedeno v horní části, které má za cíl usnadnění připojení bipolárních elektrod. Veškeré popisky usnadňují zapojení také, některé spoje mají i vyznačeno své pojmenování v případě poruchy desky. Samozřejmostí je opětovné použití této desky a také možnost vyjmutí integrovaných obvodů, pokud se využijí patice. Desku lze nalézt v elektronické příloze, po kliknutí na tlačítko ratsnest se „vylíje“ měď na obě strany této desky, jak znázorňuje obrázek 40.

5. Použití SW Labview ke generaci sledu impulsů

Elektrický model srdce rozšířený o třetí dutinu srdeční, přesněji levou komoru je možné zrealizovat pomocí čítače impulsů. Způsobem, jakým tuto možnost lze zrealizovat je zmíněno v předchozí kapitole. Předchozí dvě dutiny jsou realizovány pomocí optimalizovaného schématu od pana Ing. Thomase. Téměř celkové nastavení pro generaci impulsu pravé síně a pravé komory se nastavuje pomocí SW části. HW se nastavuje pomocí elektronických prvků tvar, amplituda a zeslabení generovaných sledů impulsů. Naproti tomu SW se nastavuje pouze frekvence, která je převedena z počtu tepů za minutu na frekvenci (viz. dále), šířka impulsu na výstupu a případné zpoždění, a to jak u extrasystoly i samostatného impulsu.



Obrázek 26 – Blokové schéma zapojení SW části, včetně levé komory.

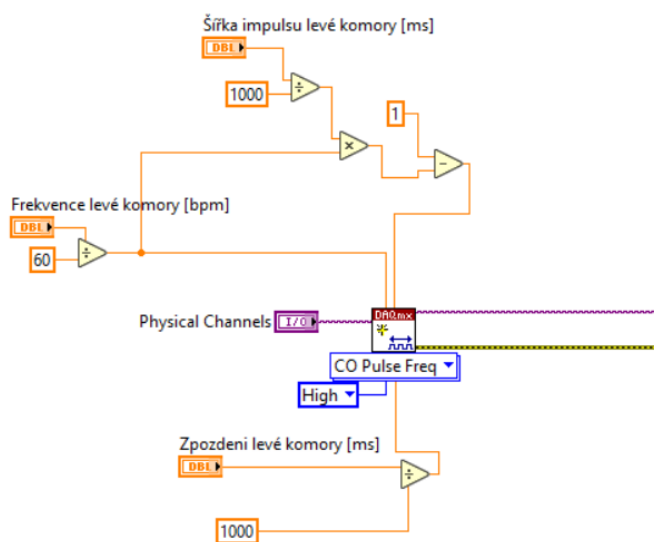
Rozdílnost SW realizace třetího místa – levé komory vůči elektrickému obvodu tvořeného dvěma dutinami znázorňuje obrázek 26. Už při prvním kroku je na první pohled zřejmý rozdíl, který je v některých krocích podobný. U levé komory je oproti předloze využit čítač impulsů, který je posléze přiveden na integrovaný obvod NE555. Z nastavitelných parametrů není možné nastavit proti řešení od pana Ing. Thomase amplitudu a vzorkovací frekvenci. Amplituda se nastavuje pomocí HW části a vzorkovací frekvenci si vývojová deska Elvis II určuje sama. Pro šířku impulsů je zde uveden pojem střída, který lépe odpovídá skutečné realizaci charakteru generování. Samotná střída je určena výpočtem, a tak odpovídá šířce impulsu. Aby nedocházelo k asynchronním nedostatkům, kdy například

není možné atrioventrikulární zpoždění udržet během několikaminutového měření ve stejné hodnotě. Což může být klasifikováno nejen za patologii, ale také za nestabilitu celého systému z hlediska synchronicity generovaných impulsů, existuje v obou řešeních synchronizace, která je charakteru kontinuálního generování. Zbývá HW část nutná pro vznik impulsů byla sice popsána v předchozí kapitole, je však třeba podotknout dle tohoto blokového schématu, že je u obou řešení aplikováno přizpůsobení signálu pomocí zeslabení a obrácení signálů před přivedením na elektrody.

Nezmíněné vstupy a výstupy funkčních bloků, které jsou graficky uvedeny, ale nepopsány z důvodu nepoužití v této práci je možné nalézt v Labview help, který rozsáhle popisuje nejen tyto vstupy a výstupy. Deska NI Elvis II obsahuje analogové výstupy (dva), které jsou využity pro generování pravé komory a pravé síně. Obsahuje také čítače, které lze pomocí knihovny DAQmx využívat.

5.1. Blok přepočtu vstupních parametrů

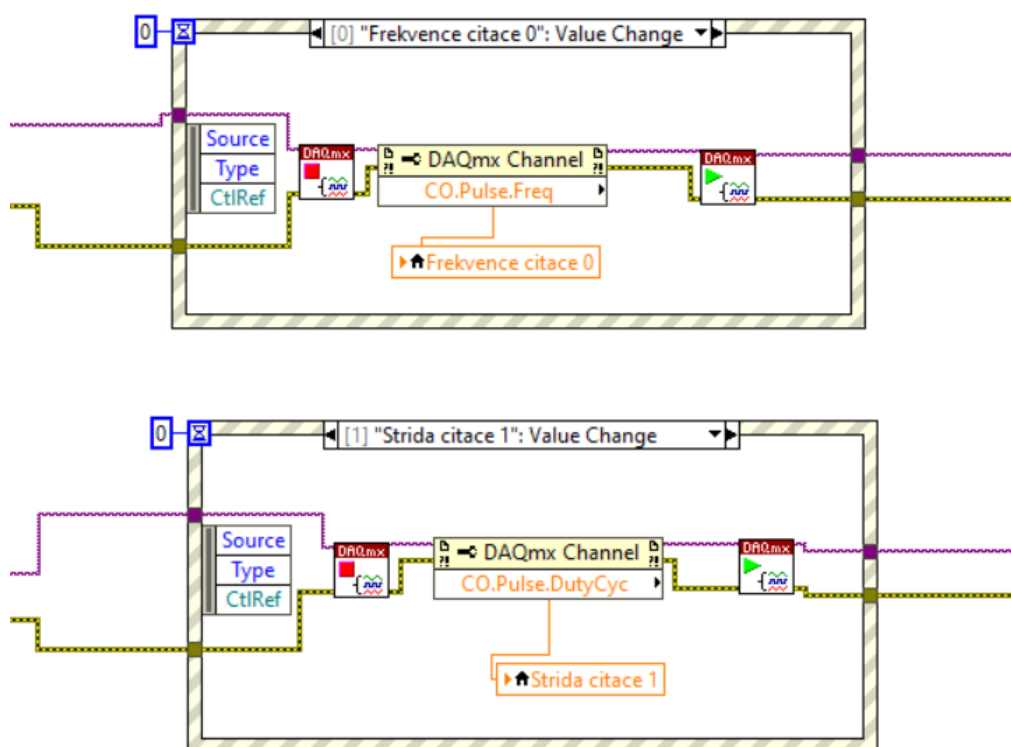
Obrázek 26 zobrazuje SW rozšíření, které umožňuje generování impulsů čítačem z desky Elvis II. Aby docházelo ke správnému zadání vstupních parametrů, musí se patřičným způsobem přepočíst na hodnoty, které akceptuje příslušný blok v SW Labview. Je celkově 7 datových proměnných, jejichž nastavení mění způsob generování dat na výstupu čítače. Z toho jedna je společná pro oba obvody (levá komora a extrasystola levé komory), jde o vzorkovací frekvenci s jednotkou vzorků za jednotku času. Vzorkovací frekvence je však konstantním parametrem. Z obrázku níže je patrné, že pro jeden takový blok (z celkových dvou bloků) je nutný přepočet pro 3 různé vstupní parametry, proto do 7 celkových proměnných zbývá 6 proměnných.



Obrázek 27 – Přepočet vstupních parametrů bloku CO pulse.

Frekvence levé komory se zadává v jednotce počtu tepů za minutu. Jelikož zmíněný blok má vstupní parametr pro frekvenci v jednotce hertz, musí se tento vstupní parametr přepočíst. Výpočet je proveden jednoduchým vydělením zadané vstupní hodnoty, číselnou hodnotou 60, výstup je pak přiveden do příslušného vstupu bloku. Zpoždění levé komory je dalším vstupním parametrem, který je vydělen, jak je patrné z obrázku hodnotou 1000, protože požadavkem příslušného vstupu je zadaná

hodnota v sekundách a zpoždění je nutné zadávat v tisícinách sekundy. Poslední a nejsložitější přepoččet vstupního parametru je šířka impulsu. Je to z důvodu toho, že vstup, na který se přivádí informace vyžaduje hodnotu v čísle 1 až 0,001, kde 1 představuje 0 % střídu a 0,001 představuje 99 % střídu. Šířka impulsu se zadává v tisícinách sekundy, proto je vstup dělen číslem 1000. Výpočet vyžaduje zadanou frekvenci v jednotce hertz, kterou po přepočtení poskytuje datový typ double frekvence levé komory na svém výstupu. Následně dochází k vynásobení těchto dvou hodnot, což má za následek výpočet šířky impulsu, ale z důvodu toho, že vstup tohoto bloku přijímá obrácenou hodnotu na vstupu je nutné takto vzniklou hodnotu přivést na odčítací blok jako menšítelem, s tím, že menšencem je hodnota 1.



Obrázek 28 – Změna možnosti zápisu pomocí Event structure.

Ke změně parametru čítače v průběhu může dojít pomocí event structure, která využívá volané – lokální proměnné ke změnám vstupních parametrů bloku sloužícího k vytvoření kanálu. Funkce je poměrně triviální, dochází zde k zastavení zápisu na okamžik, kdy pomocí property DAQmx channel je převeden příslušný terminál na zápis, do kterého zapisuje příslušná lokální proměnná. Úloha je poté spuštěna a pomocí vodících struktur přechází úloha ven z while loop na blok pro smazání. I přes takovou změnu je opět nutné, aby tyto dvě změněné vstupní parametry byly přepočteny. Do následujícího bloku se napojuje signál výstupu z úlohy obsahující všechny vstupní parametry a

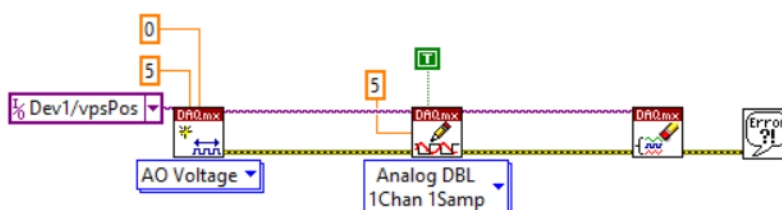
5.2. Blok vytvoření signálu čítačů

Mezi konstantní parametry patří do bloku vytvoření signálu čítačů je konstantní parametr idle state s typem datové proměnné integer, jehož hodnoty jsou dva, high a low. Vybráním příslušné hodnoty je vybrána hodnota v klidovém stavu, odpovídající pozitivní (high) nebo negativní (low) části signálu z čítače. Tuto hodnotu zobrazuje obrázek 27. Stejně tak zobrazuje tento obrázek druhý

konstatní parametr pro tento blok physical channels, dle kterého je navolen příslušný výstup. Konstantní je z důvodu toho, že se při spuštění kódu nemůže změnit, datový typ nemá. Pomocí property output terminal se určuje do v následujícím bloku, který z terminálů čítačů se bude zapisovat.

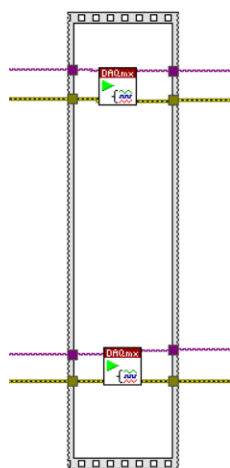
5.3. Blok generování impulsů čítačů

Vzorkovací frekvence typu double je prvním z konstantních parametrů zapisujících se zde. Funguje implicitně, a proto generuje určitý počet vzorků bez specifikovaného časování. Nelze tedy přiřadit hodnotu, pouze typ vzorkování. Druhým konstantním parametrem je hodnota variabilního napětí s jednotkou V. Její celý zápis znázorňuje obrázek níže. Výstupem je pozitivní napětí na desce Elvis II označené VPS s předem nastavenou konstantní hodnotou.



Obrázek 29 – Zápis na regulovatelný zdroj, pomocí palety DAQmx.

Aby výstupy AOO a AO1, jak zobrazuje obrázek 26 a zároveň výstupy ctr0 a ctr1 byly vůči sobě synchronizovány, bylo třeba vytvořit časovou synchronizaci zápisu. Ta je uvedena na obrázku níže.



Obrázek 30 – Časová synchronizace zápisu.

Funguje tím způsobem, že úloha vstupující do přechodového bloku pro spouštěcí stav je spuštěna, a to u obou čítačů zároveň díky flat sequence struktury.

Výstupem tohoto bloku jsou napěťové signály VPS positive, sloužící k napájení obvodů NE555 pro oba obvody, z nichž jeden znázorňuje obrázek 23 a také dva napěťové signální výstupy čítačů, které určují již zmíněné veličiny v předchozí kapitole. Následující kapitola popisuje uživatelské rozhraní Labview.

6. Uživatelské prostředí v SW Labview

K nastavení požadovaných parametrů slouží uživatelské prostředí, které je známé pod názvem Front Panel. Grafickou část nelze po spuštění kódu z hlediska grafických prvků a textu mimo pole k zadávání měnit. Lze však měnit hodnoty sloužící pro nastavení určité funkce nebo případné proměnné. Slouží také nejen k nastavení hodnot, ale také k možné vizualizaci, ale jedním z hlavních zaměření je čtení a zobrazení analogových vstupů pomocí A/D převodníku. Celý front panel je uvedený v příloze jako obrázek 41. Níže jsou uvedeny jednotlivé bloky Front Panelu.

6.1 Nastavení AD/DA převodníků a parametrů čítačů

Níže zobrazený obrázek slouží k nastavení výstupů generujících impulsy čítačů a nastavení AD/DA převodníků.

Obrázek 31 – Zadávací parametry pro analogové výstupy AO a parametry čítačů.

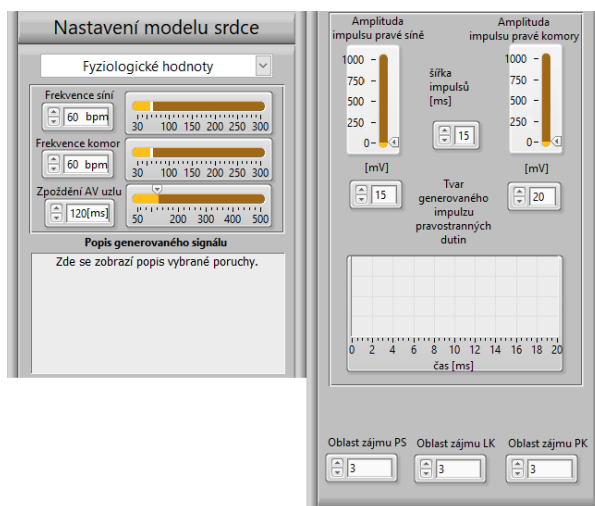
AO parametry zahrnují výběr kanálu pro generování, zápis uvedený v poli za lomítkem je roven zápisu na dva výstupy. Vzorkovací frekvence je 1000 snímků za sekundu, lze ji do určité míry měnit, ale její vyšší hodnota, než 10 000 může způsobit přehlcení USB zápisu spolu se čtením. AI parametry jsou nastaveny pro dvoudutinový kardiostimulátor, lze je měnit, na desce se nachází 8 analogových vstupů. Je zde přítomna také vzorkovací frekvence, její mez je stanovena na hodnotu rovnou vzorkovací frekvenci pro výstup, přičemž platí stejné pravidlo jako pro výstup. Její nižší hodnota, než je vzorkovací frekvence na vstupu může způsobit ztrátu a zkreslení dat. Počet měřených vzorků při cyklu souvisí s místem v poli signálu, které využívá paleta grafického vykreslování.

Napravo je možné nastavit parametry čítače, které je možné měnit v průběhu. Nevolí se vzorkovací frekvence, kterou si platforma volí sama. Výběrem kanálu je možné zvolit jeden ze dvou výstupů čítačů. Frekvence čítače je zadávaná v počtu tepů za minutu a ovlivňuje aktuálně použitou frekvenci výstupu, stejně tak střída čítače zadávaná v milisekundách a zpoždění čítače rovněž zadávané

v milisekundách. To lze využít při zpoždění AV uzlíku. Dva čítače jsou použity z důvodu extrasystoly, jak je zřejmé z popisu.

Forma zobrazení stimulace nebo simulace zobrazuje obrázek 34. Následuje podkapitola nastavení požadované aktivity pro pravou síň a pravou komoru.

6.2 Nastavení parametrů analogových výstupů a detekce



Obrázek 32 – Nastavení požadované aktivity pravé síně, pravé komory a oblasti detekce.

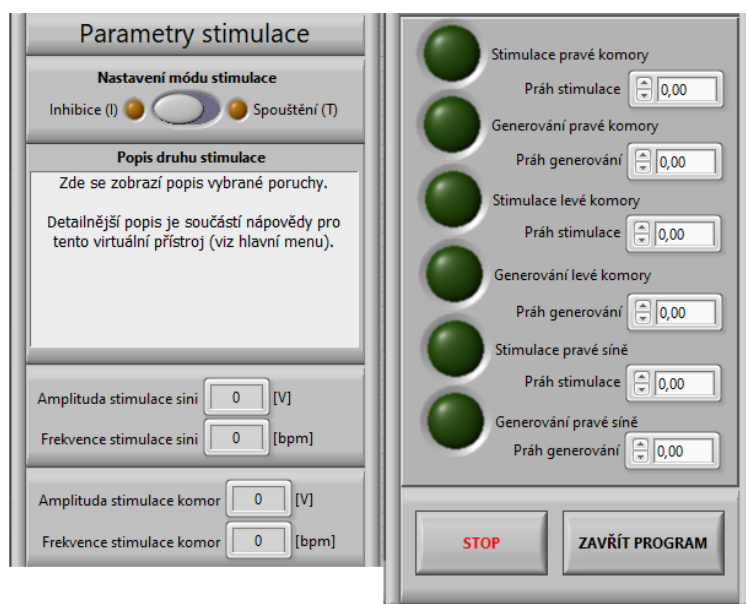
Nastavení aktivity pravé síně a pravé komory je možné pomocí posuvných nastavitelných sliderů nebo vepsáním hodnoty. Pole pro popis generovaného signálu slouží pro popis vybrané poruchy. Frekvence je nutné uvádět v tepech za minutu, nikoliv ve frekvenci. Zpoždění AV uzlu je možné zadávat v milisekundách. Amplitudu impulsů pravé síně a pravé komory je možné nastavit v tisícinách V, od 0 do 1 000, jak pomocí posuvníků nebo vepsáním hodnoty. Zobrazení generovaného impulsu slouží k vizualizaci impulsu, který je reálně generován na pravé síni a pravé komoře. Oblast zájmu slouží k zadání oblasti, kterou analyzuje detektor stimulace nebo simulace uvedený v podkapitole 6.5.

6.3 Zobrazení srdečních signálů a stimulace

K vizualizaci generovaných signálů a stimulace je zapotřebí grafická reprezentace napětí v čase. To je možné za pomoci bloků uvedených v příloze, jako obrázek 42 z důvodu velikosti. Výsledné průběhy v čase lze uložit a dále zpracovávat, případně porovnávat při spuštění běhu programu. Lze také přiblížit nebo oddálit tyto signály za pomoci tlačítek, stejně jako resetování tohoto zobrazení. Rozsah časové osy určuje šířku časové základny zobrazovaných průběhů. Generované signály se liší od stimulací tím, že jejich impulsy jsou záporné a naopak. Do jisté míry lze vyčíst také frekvenci a výšku amplitudy. Avšak pro tento případ slouží prvky v následující podkapitole.

6.4 Ostatní parametry stimulace a vizualizace detekce

Tato část Front Panelu se skládá z více částí. Slouží k nastavení číselným, jednou z voleb nebo zastavením či zavření programu. Také slouží k vizualizaci textu, číselných nebo logických hodnot. Rozložení je uvedeno na obrázku níže.



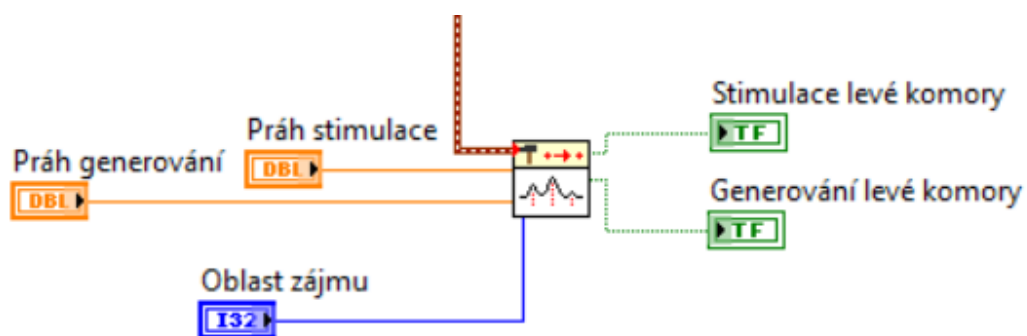
Obrázek 33 – Ostatní parametry stimulace a vizualizace detekce.

Nastavení módu stimulace by měl být stejný s nastavením kardiostimulátoru, lze volit mezi dvěma hodnotami. Popis druhu stimulace zobrazuje text popisující vybranou poruchu. Amplituda stimulace síní a komor zobrazují napětí ve voltech na základě čtení analogových vstup, podobně jako frekvence stimulace síní a komor v jednotce tepů za minutu. Generování nebo stimulace je rozlišena pomocí vizualizačních logických prvků, kde rozsvícení světla zelenou barvou značí hodnotu pravda. Také je možné hodnotu prahů stimulace nebo generování navolit. Jako poslední jsou zde tlačítka obsluhující chod programu. Následuje podkapitola o funkci detektoru simulace a stimulace.

6.5 Detektor simulace a stimulace

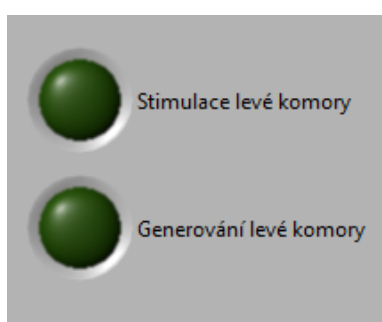
Pro načtení analogového vstupu je možné číst tyto vstupy ve formě signálu, skládajícího se z pole. Tato možnost se volí v bloku určeném pro zápis a pro jednotlivé získání příslušných signálu lze tento signál získat pomocí bloku index array s příslušným indexem, který náleží číselné hodnotě na fyzickému vstupu. Výstupem tohoto bloku je pak příslušný vybraný signál, který lze zpracovat.

Pro vytvoření detektoru simulace a stimulace lze využít blok Peak detector Pt by Pt. Přivedený signál nebo hodnota double na vstup je zpracována s ohledem na další vstupy. Práh stimulace poskytuje informaci o prahu pro kladnou část signálu vzhledem k izolínii, který je zvolen a jeho překročení signálem je na výstupu detekováno logickou 1. Stejně tak dochází i u vstupu prahu generování, který také poskytuje informaci, ale o záporné části signálu k izolínii. Pro tento výstup je hodnota v případě překročení detekována logickou 1 také. Poslední vstupní hodnotou je hodnota width, určující šířku oblasti zájmu pro tuto analýzu.



Obrázek 34 – Detektor simulace a stimulace.

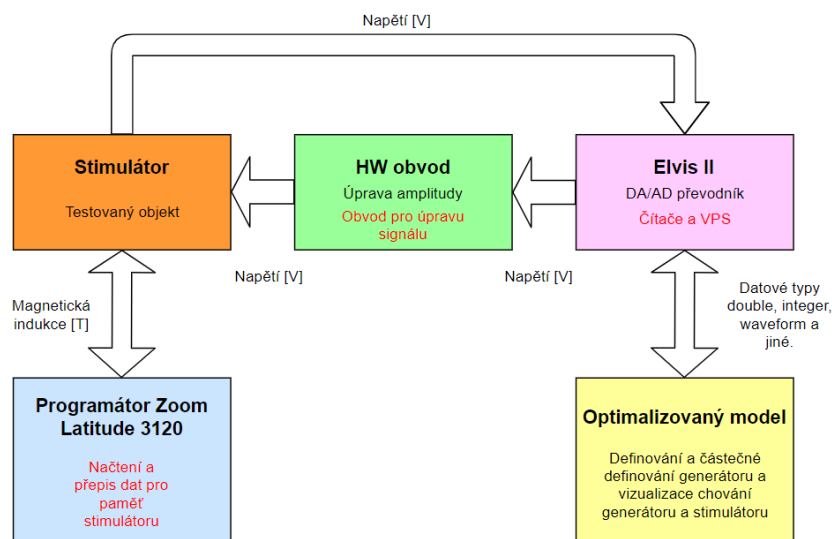
Výstupem je na Front panelu rozsvícení příslušně označené diody, která signalizuje příslušnou událost.



Obrázek 35 – Optická signalizace generování nebo stimulace levé komory.

7. Testování systému vybraným kardiostimulátorem

Pro testování byly vybrány kardiostimulátory od výrobce Boston Scientific, které mají dvě dutiny jak pro snímání, tak pro stimulaci. Během testování třídutinové programovatelné kardiostimulátory nebyly k dispozici, proto je nutné ověřit levou i pravou komoru vůči pravé síni. Nejprve je nutné definovat blokové schéma, které blokově vystihuje způsob měření. Je uvedeno níže k nahlédnutí.



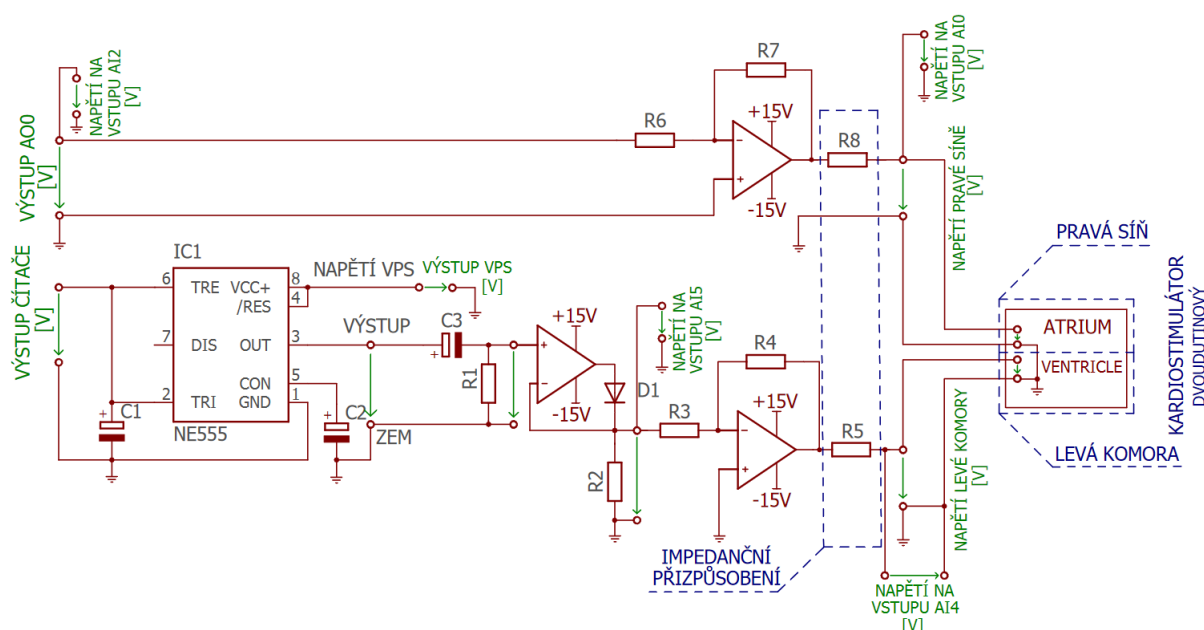
Obrázek 36 – Blokové schéma aplikace celého systému.

Počátkem celého systému je vytvoření analogových výstupů pomocí nastavení, které je možné měnit v bloku optimalizovaného modelu. Který neslouží pouze k nastavení parametrů, ale také k vizualizaci proměnných, zobrazení průběhů v čase, ukládání hodnot grafů, číselnému zobrazení hodnota a také i chybových hlášení v případě nepředpokládaných zásahů v celém systému. Proměnné, které k tomu slouží jsou datového typu double, integer, waveform a jiné. Po nastavení dochází ke generaci analogových výstupů, průběhů čítačů a variabilního napětí (VPS). HW obvod upravuje analogovým výstupům amplitudu, variabilní napětí slouží k napájení integrovaného obvodu, průběhy čítačů jsou signálově upraveny pomocí obvodů a na výstupu mají upravenou amplitudu. Před vstupem do stimulatoru, což je další blok jsou patřičně impedančně přizpůsobeny. Jak bylo zmíněno v podkapitole 3.1.10, pomocí telemetrické sondy lze načíst a změnit data v paměti kardiostimulátoru. Naprogramovat lze místo snímání, hodnotu snímané amplitudy, místo stimulace, úroveň amplitudy stimulace, hodnotu frekvence pod určitou mez (mez bradykardie), hodnotu frekvence nad určitou mez (tachykardie), zpoždění AV uzlu, případnou inhibici nebo spouštění. Následně lze aktivitu kardiostimulátoru dle nastavených hodnot v bloku optimalizovaného modelu sledovat, jak znázorňuje vazba mezi blokem stimulatoru a blokem Elvis II.

7.1. Testování na pravé síni a levé komoře

Aby bylo zřejmé nastavení hodnot prvků a struktura obvodu, je třeba také znázornit schéma celého zapojení při testování pravé síně a levé komory, které je uvedeno níže. Uvedené schéma obsahuje části, které byly podrobněji popsány v kapitole 4. Jejich funkci a důvod proč jsou takto

zapojeny lze v této kapitole dohledat. Vstupy a výstupy tohoto schématu mají svou specifickou funkci, kterou blokově popisuje obrázek 8, ta v tomto případě následující.



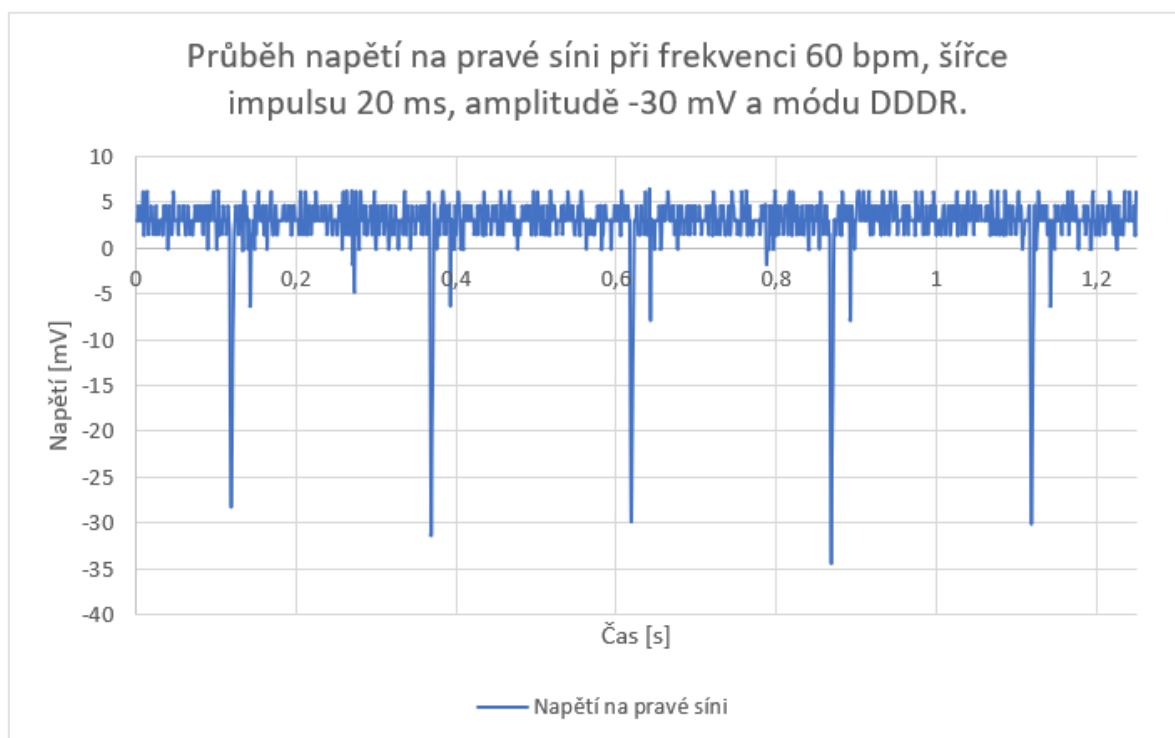
Obrázek 37 – Schéma zapojení obvodu, pro testování na pravé síni a levé komoře.

Výstup čítače z desky Elvis II je připojen na rozšířenou část elektrického modelu srdce, stejně tak výstup VPS, který dodává integrovanému obvodu napětí. Poté dojde k úpravě signálu levé komory a napětí na vstupu AI5 je připojeno na čtecí vstup desky Elvis II z důvodu zobrazení průběhu. Stejným způsobem je připojené napětí na vstup AI4, avšak z důvodu zobrazení stimulace levé komory. Je tedy zeslabeno poměrem odporů, invertováno dle připojeného vstupu na operačním zesilovači a také impedančně přizpůsobeno. Zároveň je toto napětí připojeno na elektrodu kardiostimulátoru pro levou komoru. Výstup AO0 desky Elvis II poskytuje signál pravé síně s napětím, který je pro zobrazení v čase připojen na vstup AI2. Obdobným způsobem, ale zeslabený, invertovaný a impedančně přizpůsobený signál je přiveden na vstup AI0. Následující podkapitoly již uvádějí měření v různých módech kardiostimulátoru. Měření pravé síně a pravé komory ve stejných módech, na jiném kardiostimulátoru stejného modelu uvádí kapitola 7.2 níže.

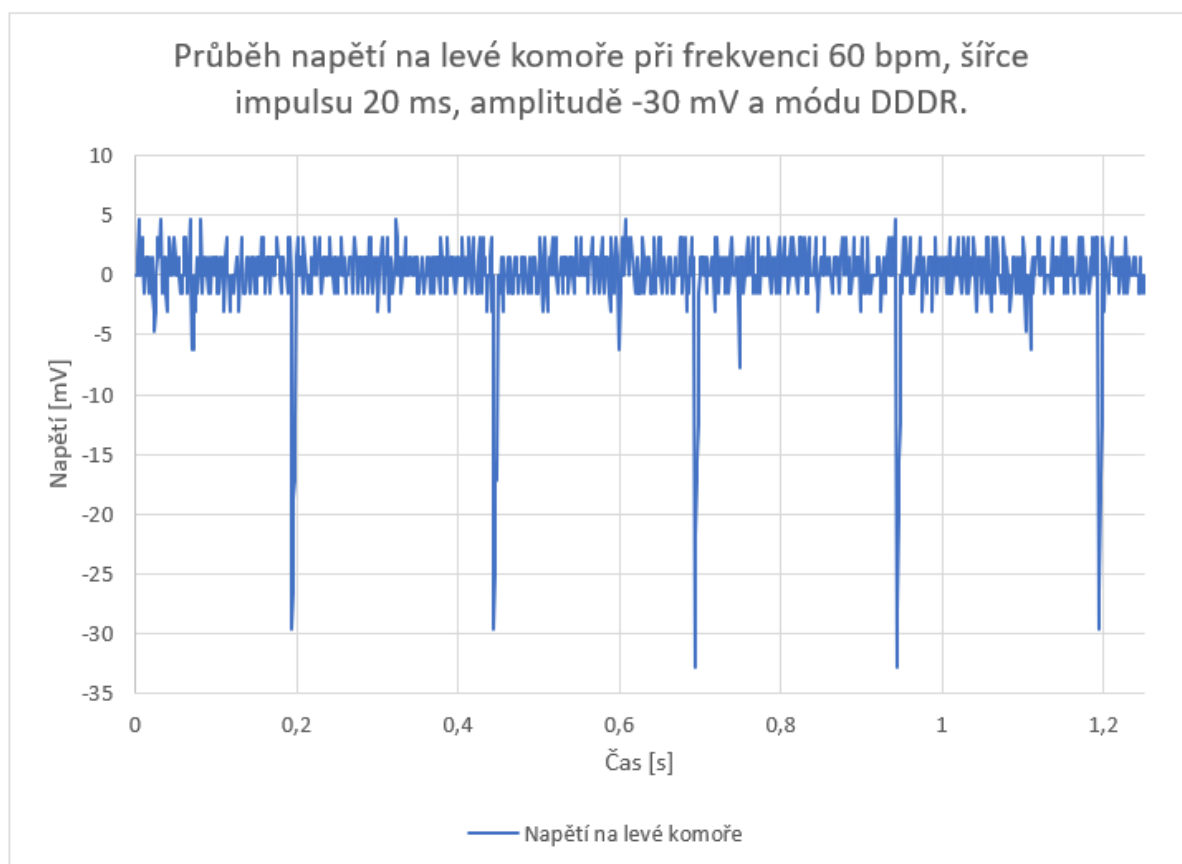
7.1.1. DDDR mód pro pravou síň a levou komoru

Data z kardiostimulátoru značky Boston Scientific a typu S502 byly pomocí programátoru a telemetrické sondy načteny, v elektronické příloze jsou data z programátoru. Kardiostimulátor se nacházel v módu DDDR, snímání i stimulace byla tedy v obou komorách. Detekce komorové tachykardie byl nastavena, s poměrem 170 tepů za minutu. Při síňové tachykardii je spouštěcí frekvence 160 tepů za minutu a spodní hranice frekvence 70 tepů za minutu. Pro bradykardii je spodní frekvence 60 tepů za minutu a vrchní frekvence je 130 tepů za minutu. AV zpoždění je 80 až 150 ms. Výstupní stimulační impuls pro síň i komory má amplitudu 2 V a 0,4 ms šířku. Snímací citlivost je nastavena na 0,15 mV pro síň a 2,5 mV pro komory.

Pro toto měření byla zvolena hodnota frekvence pro pravou síň 60 bpm a levou komoru také 60 bpm. Pro síň i komoru byla zvolena hodnota napětí – 30 mV. Kterou pomocí zapojení bylo možné nastavit následovně. V Labview pro nastavení hodnoty amplitudy pro pravou síň na hodnotu – 30 mV bylo nutné navolit alespoň 300 mV. Bylo to z důvodu rušení na platformě Elvis II. Na výstupu je nutné pomocí operačního zesilovače tento výstup zeslabit 10krát a invertovat jej. Odpor R_7 byl roven hodnotě 100 Ω a odpor R_6 hodnotě 1 k Ω . Díky tomu vznikl signál o hodnotě – 30 mV. U obvodu levé komory je to složitější, nejprve je třeba vybrat hodnoty horní propusti. Ty jsou definovány na základě frekvence, která je 60 bpm, prvky tedy jsou odpor R_1 o hodnotě 7,5 k Ω a kondenzátor C_3 s hodnotou 22 μ F. Na výstupu operačního zesilovače pro hodnotu – 30 mV byla zvolena pro zeslabení a následné inverzi signálu hodnota R_4 rovna 10 Ω a hodnota odporu R_3 byla 1 k Ω . AV zpoždění bylo nastaveno na 120 ms. Impulsu byla nastavena u obou impulsů na 20 ms. Níže jsou uvedeny průběhy napětí.

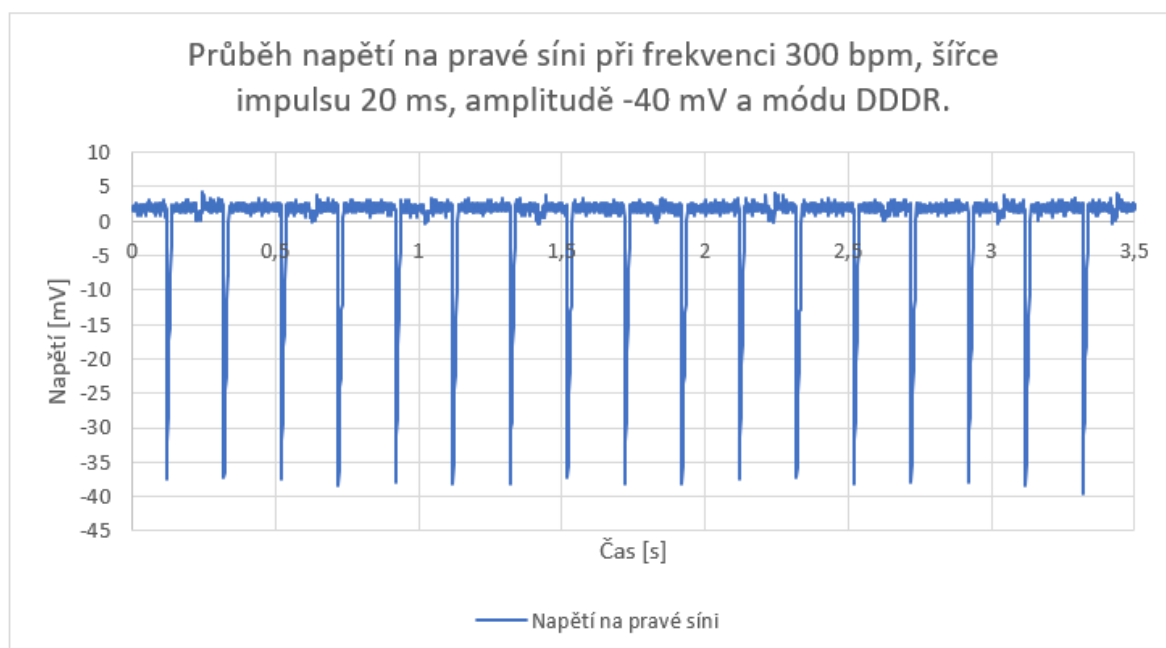


Graf 16 - Průběh napětí na pravé síni při frekvenci 60 bpm, šířce 20 ms, amplitudě – 30mV.



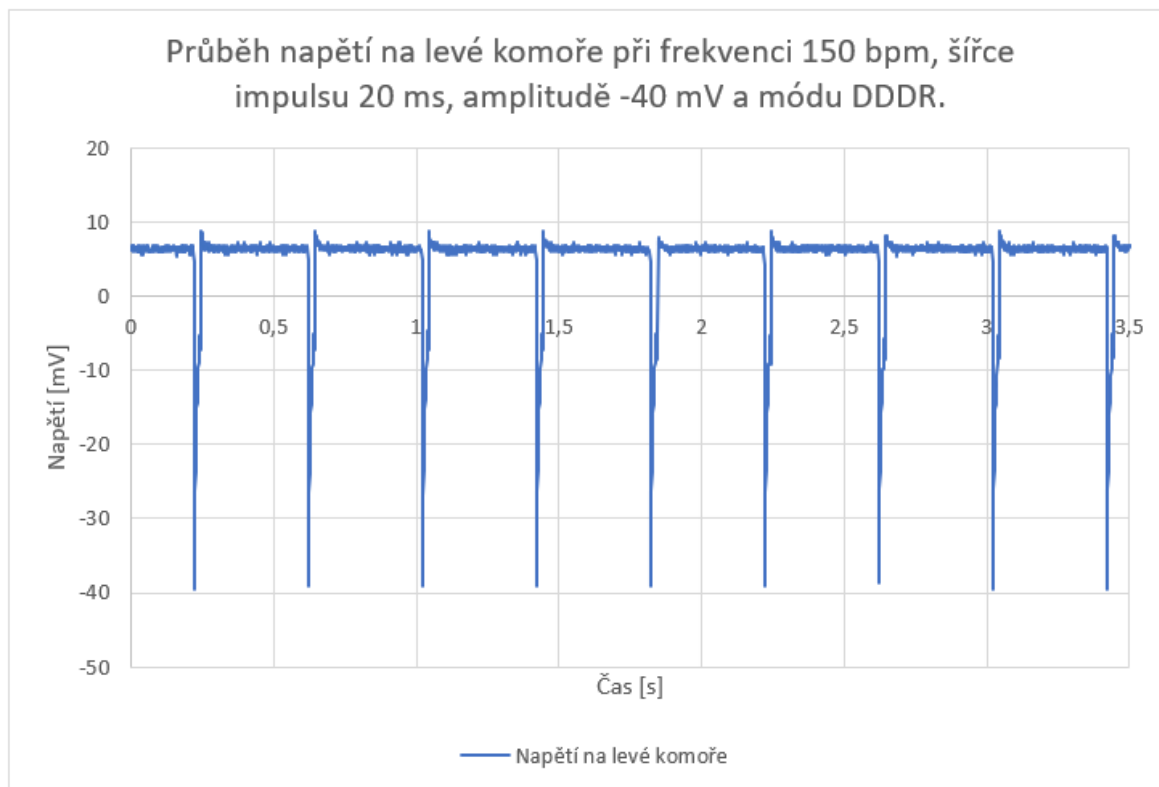
Graf 17 - Průběh napětí na levé komoře při frekvenci 60 bpm, šířce 20 ms, amplitudě - 30mV.

Z uvedených grafů lze vyčíst, že nedochází ke stimulaci, jelikož je to mimo nastavenou mez dle programátoru. Lze si všimnout také určitého zpoždění mezi pulsy u kterého dochází díky zvolenému AV zpoždění. U této frekvence je odpor R_1 vyměněn z hodnoty 7,5 k Ω na hodnotu 3 k Ω .



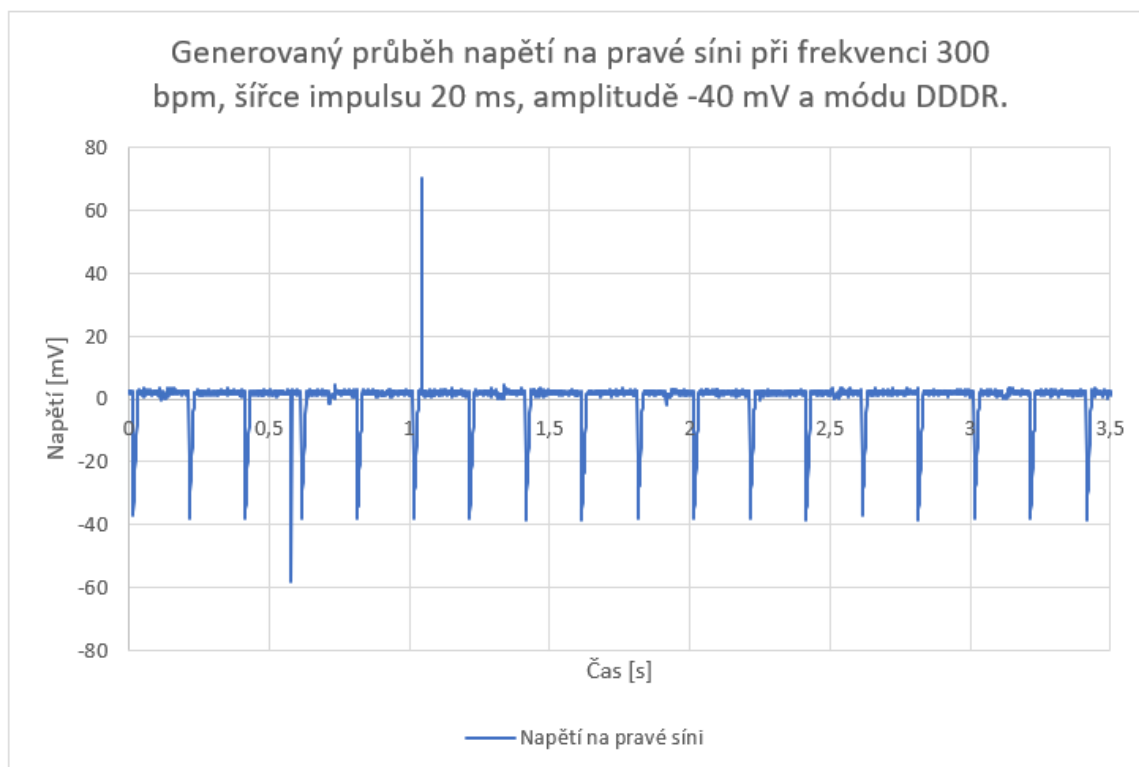
Graf 18 - Průběh napětí na pravé síni při frekvenci 300 bpm, šířce 20 ms, amplitudě - 40mV.

Následně došlo k úpravě signálu pro levou komoru a pravou síň. Hodnoty prvků se změnily pouze u levé komory, jelikož bylo u pravé síně pouze změněno napětí v SW generátoru. U levé komory se změnil odpor R_4 z hodnoty $10\ \Omega$ na hodnotu $12\ \Omega$. Toto měření bylo provedeno při flutteru síní, nejprve v poměru 2:1. Šířka impulsů a AV zpoždění zůstalo stejné. Zde došlo ke změně frekvencí pro pravou síň z 60 na 300 tepů za minutu a pro levou komoru z frekvence 60 na 150 tepů za minutu.



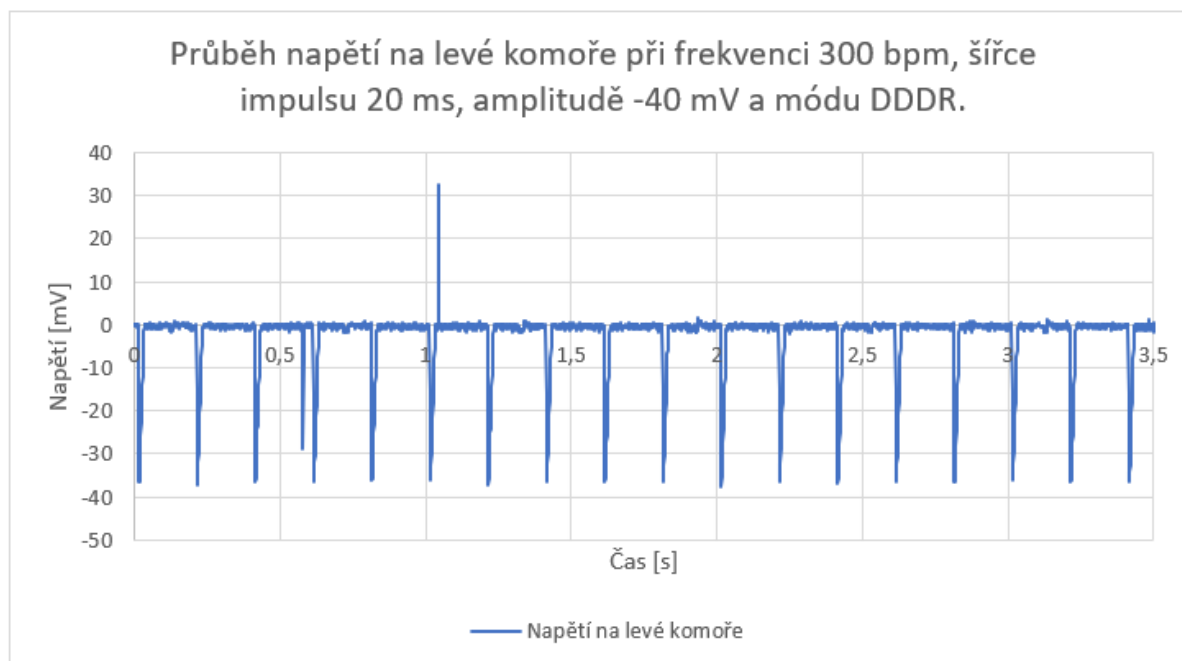
Graf 19 - Průběh napětí na levé komoře při frekvenci 150 bpm, šířce 20 ms, amplitudě -40mV.

Opět nedochází k žádné interakci, je to zřejmé z nastavené hodnoty síňové tachykardie. Lze tedy stanovit, že kardiostimulátor tuto stanovenou mezi nemá nastavenou a není proto důvod k stimulaci. Následuje další měření, také při flutteru síní, které je s poměrem 1:1.



Graf 20 - Průběh napětí na pravé síni při frekvenci 300 bpm, šířce 20 ms, amplitudě – 40mV.

Frekvence na síni byla nastavena na hodnotu 300 bpm a stejná frekvence byla nastavena pro levou komoru. Což je maximální hodnota, kterou dokáže generovat pravá síň i pravá komora. Levá komora tímto není nijak omezena. Zůstala stejná hodnota amplitudy, AV zpoždění a šířky impulsu. Odpor R_1 u horní propusti byl změněn z hodnoty 3 k Ω na hodnotu 1,5 k Ω .

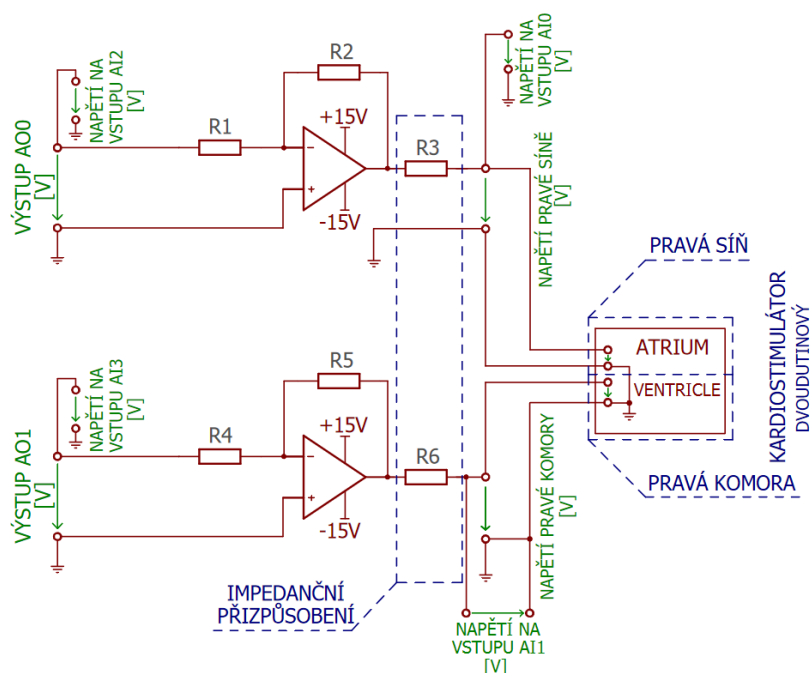


Graf 21 - Průběh napětí na pravé síni při frekvenci 300 bpm, šířce 20 ms, amplitudě – 40mV.

Lze si všimnout stimulačního impulsu s hodnotou amplitudy 33 mV, za což je odpovědná aktivita kardiostimulátoru. Je to dle nastavení pro odpověď na tachykardii, kdy byla překročena frekvenční mez. Díky tomu také došlo k deformaci měřeného signálu, což lze vidět jako generovaný impuls navíc v čase 0,59 sekundy. Poté dochází k určité časové prodlevě, po které je vyslán opět stimulační impuls.

7.2. Testování na pravé síni a pravé komoře

Pro testování na pravé síni a pravé komoře je nutné odlišné zapojení, které se liší od předešlého v podkapitole 7.1, výše. Je ekvivalentem zapojení, které použil pan Ing. Thomas ve své práci. Jeho funkčnost je značně odlišná od obvodu levé komory.



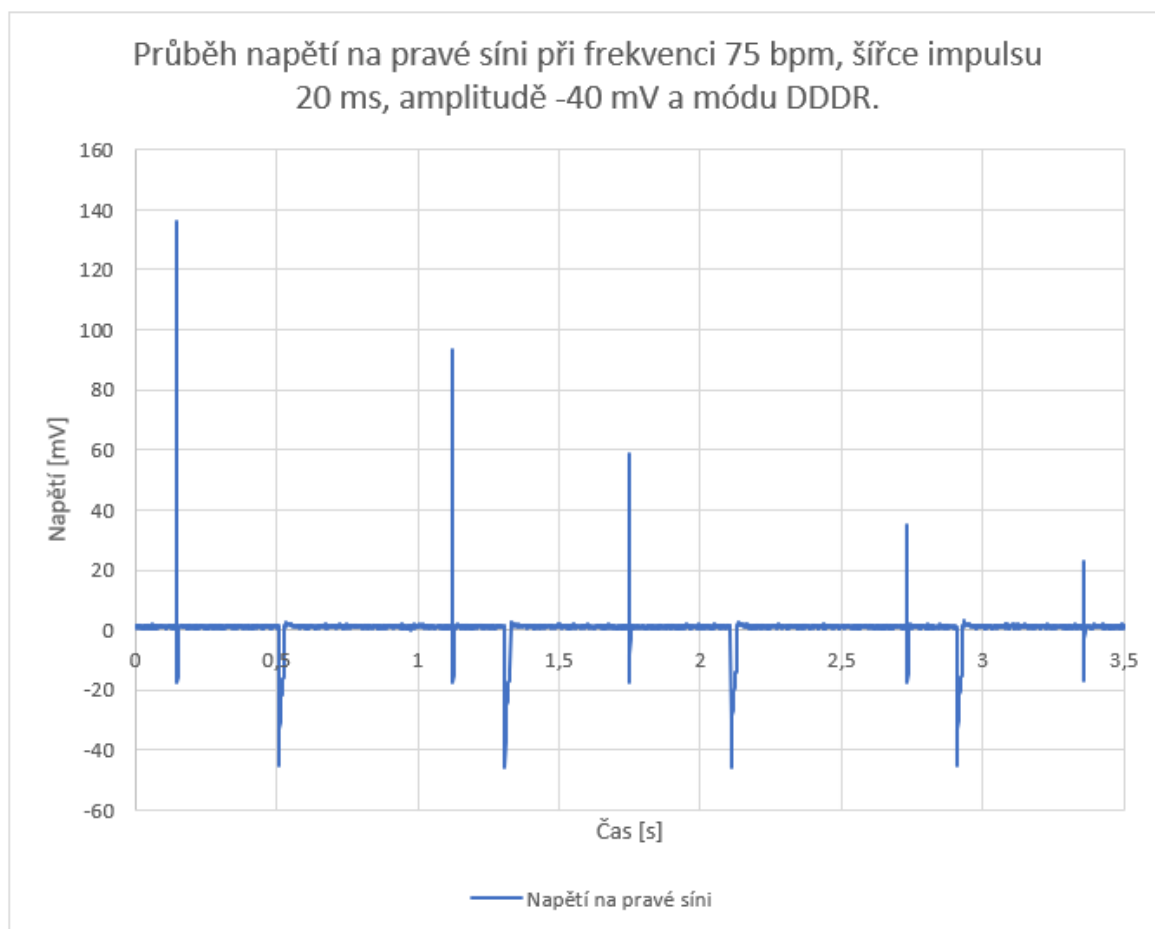
Obrázek 38 – Schéma zapojení obvodu, pro testování na pravé síni a pravé komoře.

Z desky Elvis II vedou na toto zapojení dva signálové výstupy, AO0 pro pravou síň a AO1 pro pravou komoru. V místě připojení jsou tato napětí vyvedena na čtecí vstupy, kde vstup AI2 slouží pro zobrazení průběhu pravé síně a vstup AI3 pro snímání průběhu napětí pravé komory. Následně u obou signálů dutin dochází k zeslabení, invertování signálu a impedančnímu přizpůsobení. Zde je signál načten do čtecího pinu AI0 od pravé síně pro zobrazení stimulace a do čtecího pinu AI1 od pravé komory pro zobrazení stimulace také.

7.2.1. DDDR mód pro pravou síň a pravou komoru

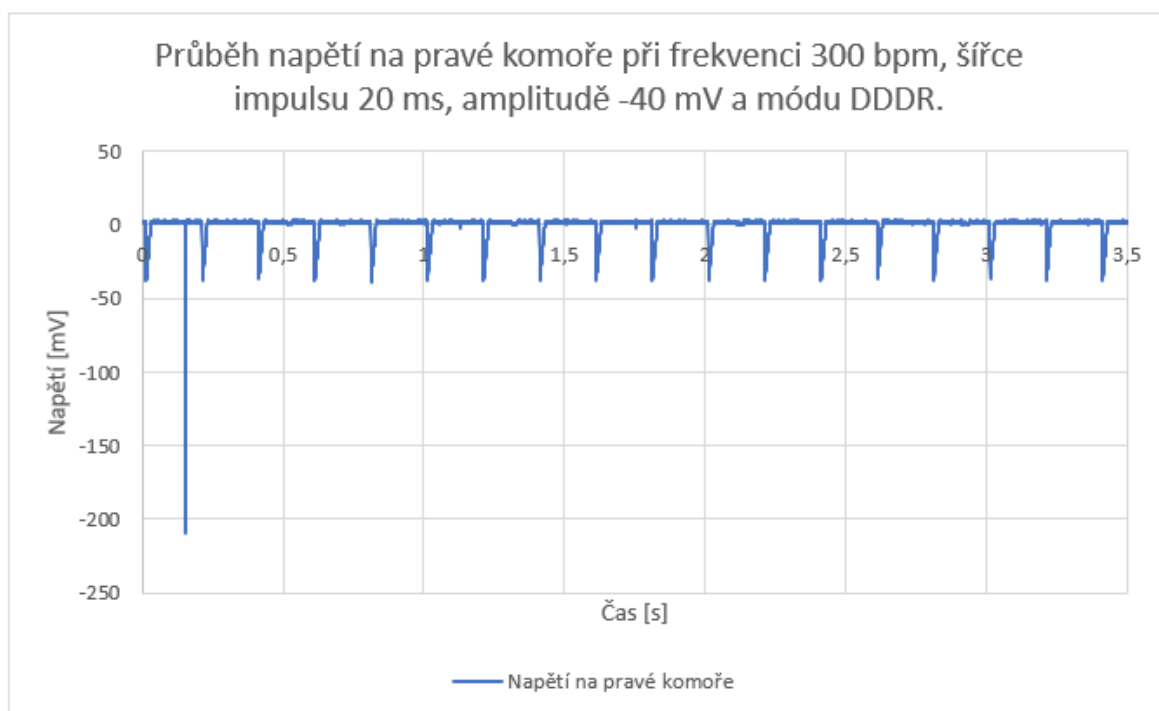
Pro otestování pravé síně a pravé komory byl vybrán kardiostimulátor od stejného výrobce a typu S502, který byl nastaven na stejný mód, ale s mírně odlišným nastavením pomocí programátoru. Uvedený přístroj, jak již bylo uvedeno dokáže snímat i stimulovat v obou komorách. Komorová tachykardie byl nastavena na hodnotu 150 tepů za minutu, stejně tak jako síňová tachykardie. Bradykardie byla nastavena v rozsahu 50 až 100 tepů za minutu. AV zpoždění bylo nastaveno v rozsahu 100 až 120 ms. Generovaný impuls kardiostimulátoru byl nastaven na hodnotu amplitudy 2 V a šířky impulsu 0,4 s. Snímací citlivost byla nastavena na 0,2 mV pro síň a 3 mV pro komory.

První testování mělo za cíl zjistit chování při flutteru síní v poměru 4:1 na pravé síni a pravé komoře. Předpokladem byla vysoká míra stimulace kardiostimulátoru.



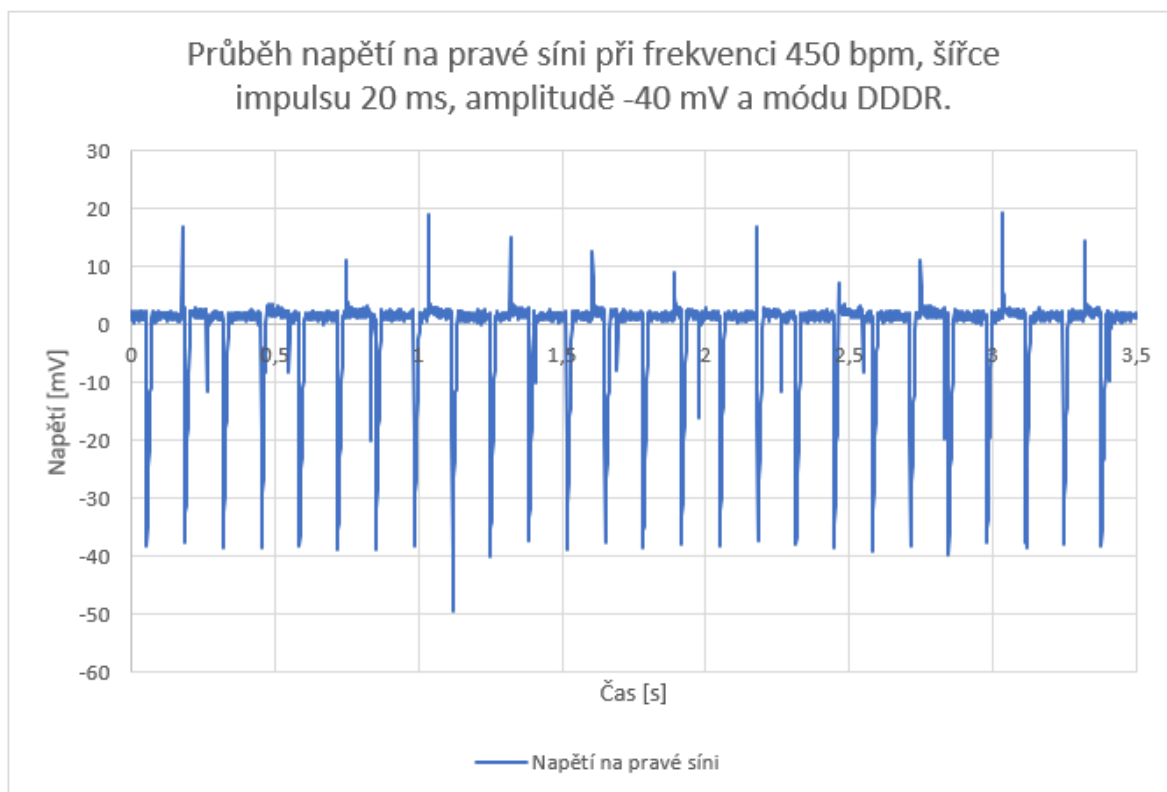
Graf 22 – Průběh napětí na pravé síni při frekvenci 75 bpm, šířce 20 ms a amplitudě -40mV.

Hodnota napětí byl nastavena na úroveň 400 mV pomocí SW a operačního zesilovače, který také tento signál invertoval. Hodnoty odporů byla R_2 , R_5 s hodnotou 100 Ω a R_1 , R_4 s hodnotou 1 k Ω . Tyto naměřené grafy jsou velmi odlišné z hlediska výskytu stimulačních impulsů, především na pravé síni. Které mají vůči sobě sestupný charakter. První z impulsů dosahuje hodnoty 137 mV v čase 0,2 sekundy. Poté je vyslán další impuls, ale s menší hodnotou amplitudy rovnou 90 mV v čase 1,17 sekundy. Třetí impuls v čase 1,75 s má amplitudu 58,5 mV. Čtvrtý a předposlední impuls má amplitudu 38 mV v čase 2,72 sekundy a poslední impuls má amplitudu 23 mV v čase 3,41 sekundy.



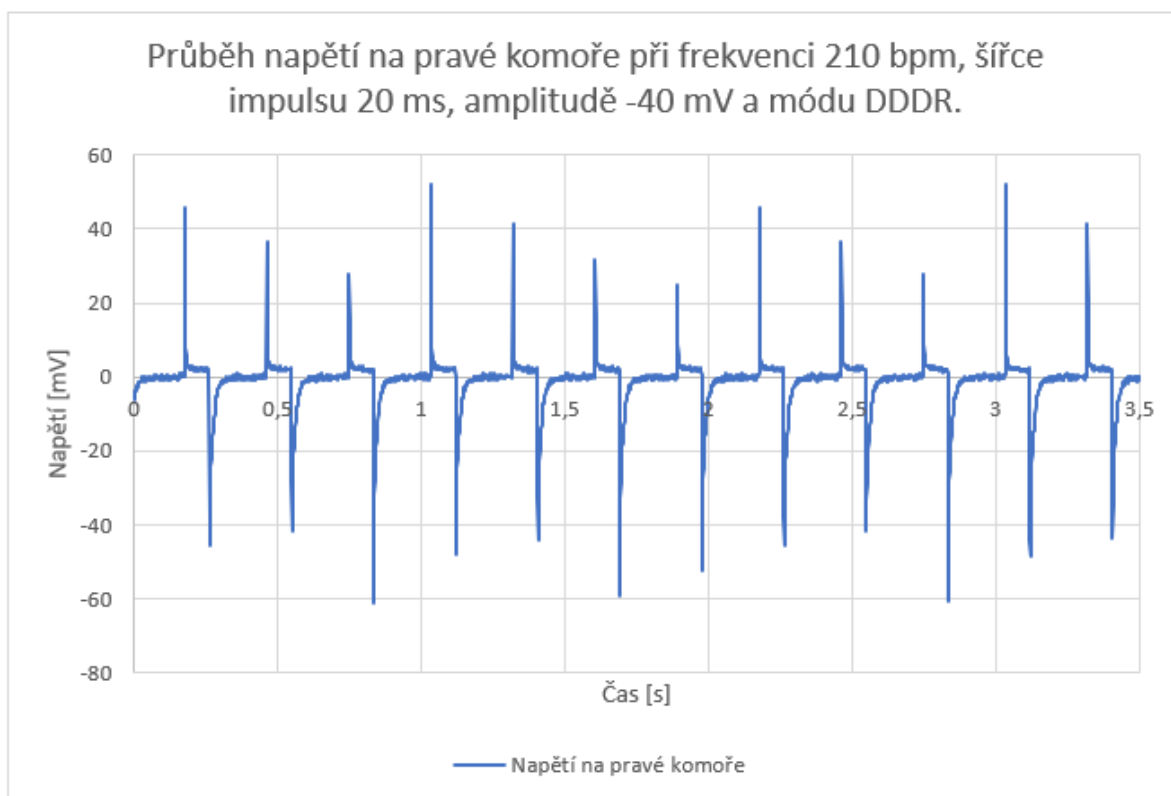
Graf 23 - Průběh napětí na pravé komoře při frekvenci 300 bpm, šířce 20 ms a amplitudě - 40mV.

Průběh napětí na pravé komoře je odlišný, jak již bylo zmíněno, jednak je zde jiná hodnota frekvence a stimulační impulsy zcela chybí. Nejvyšší impuls v předchozím grafu však způsobil, že se na pravé komoře projevil také, ale v opačných a rozdílných hodnotách. Následující grafy uvádějí průběh napětí při frekvenci 450 tepů za minutu na pravé síni a 210 tepů za minutu na pravé komoře.



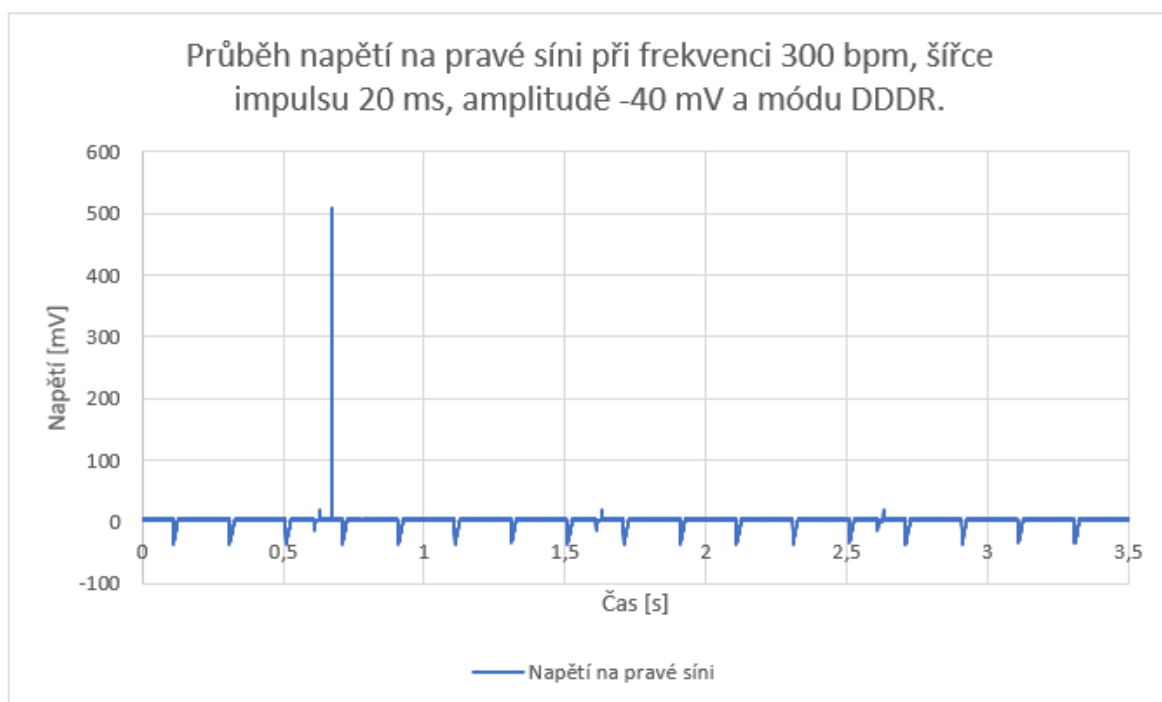
Graf 24 - Průběh napětí na pravé síni při frekvenci 450 bpm, šířce 20 ms a amplitudě - 40mV.

Průběh napětí na pravé síni vykazuje značně velkou míru stimulace, při nízké amplitudě. K tomu dochází v určité frekvenci až na některé periody (jako např. očekávání impulsu před 0,5 sekundou). Generování těchto impulsů má svůj tvar i mezi sebou samými. Docházelo i k periodě výšky impulsů mezi impulsy. Což znamená, že kardiostimulátor generoval stimulační impulsy s určitým odstupem a stejnou mírou amplitudy za sebou při stejné frekvenci. V tomto případě to nijak, až na snížení amplitudy o - 10 mV více v čase 1,12 s neovlivňuje výšku generovaných impulsů generátorem. Výška amplitudy stimulačních impulsů se pohybuje v intervalu hodnot 10 mV až po téměř 20 mV.



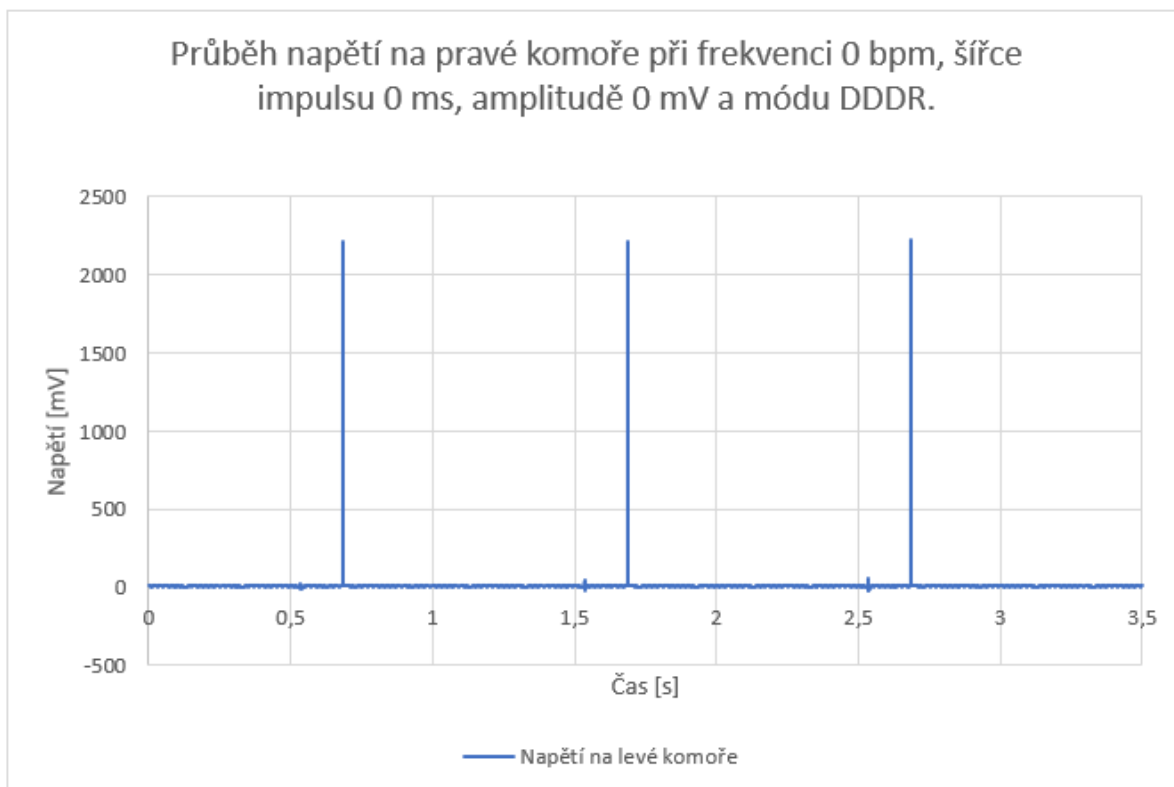
Graf 25 - Průběh napětí na pravé komoře při frekvenci 210 bpm, šířce 20 ms a amplitudě -40mV.

Na pravé komoře dochází k podobnému jevu stimulačních impulsů, ale jejich amplituda dosahuje značně odlišných hodnot. Pohybují se v intervalu od 23 mV až do 45 mV. Naproti pravé síni má pravá komora znatelně uspořádanější tvar těchto stimulačních impulsů mezi sebou, je více znatelná sestupnost mezi nimi v určitých časových úsecích.



Graf 26 - Průběh napětí na pravé síni při frekvenci 300 bpm, šířce 20 ms a amplitudě -40mV.

Tento průběh napětí jasně definuje, situaci při zástavě pravé komory. Frekvence byla nastavena pro pravou síň na hodnotu 300 tepů za minutu, generování na pravé komoře bylo zcela zastaveno. Možná to na první pohled vypadá, že na průběhu napětí na pravé síni není nic generováno, je to tím, že stimulační impuls v čase 0,68 sekundy má amplitudu nejvyšší ze všech stimulačních impulsů v této kapitole, která je nad 500 mV.



Graf 27 - Průběh napětí na pravé síni při frekvenci 0 bpm, šířce 0 ms a amplitudě 0 mV.

Zde je generování na pravé komoře zcela zastaveno. Proto je frekvence, šířka impulsu a amplituda nulová. Dochází zde k stimulačním impulsům kardiostimulátoru s ještě vyšší amplitudou rovnou přes 2 V, ačkoliv je nastavená hodnota rovna 2 V. Perioda mezi impulsy je 1,5 s a amplituda mezi impulsy se v tomto případě drží stejné hodnoty.

8. Zhodnocení dosažených výsledků

V kapitole 4 je popsáno řešení vytvoření třetí dutiny elektrického modelu srdce, které má generovat předem nastavenou hodnotu pro amplitudu. Skládá se z několika bloků, které mezi sebou upravují vstupní signál tak, aby se výstup co nejvíce blížil impulsům v této dutině. Pomocí matematického aparátu nebo simulace, lze nastavit tuto hodnotu amplitudy nebo šířky impulsu. Deska Elvis II má pouze dva analogové výstupy, proto vytvoření třetího místa nebylo nijak lehké. Avšak díky možnosti využití čítače tomu bylo nakročeno správnou cestou.

Deska plošných spojů, která nebyla obsahem zadání si kladla za cíl usnadnit zapojení pro potřeby výuky nebo laboratorních experimentů. Ulehčuje zapojení, je možné ji vyměnit a má poměrně malé rozměry. Byla vytvořena v programu Eagle a je možné ji zrealizovat ve větším počtu kopií pomocí zakázkové výroby.

Aby vše fungovalo tím způsobem, že je možné také nastavit požadovanou aktivitu nebo její část pomocí uživatelského rozhraní, musely být propojeny také některé bloky. Díky tomu bylo možné i zjistit průběh srdečních umělých impulsů nebo vlastní aktivity kardiostimulátoru. To je možné díky detekci simulace a stimulace shlédnout v reálném čase.

Testování proběhlo v jednom módu a dvou kardiostimulátorech, pro zajímavost byly použity odlišné patologické stavy, které vykazovaly potvrzení nebo vyvrácení určitých předpokladů. Bylo potvrzeno chování flutteru síní v určitých poměrech pro tyto dva modely. Díky nastavení hodnot obvodů upravující signály těchto tří dutin lze odhadnout nebo zobrazit parametry stimulace.

9. Diskuse

Během vývoje tohoto systému bylo vyzkoušeno řešení na základě systému Arduino, které však nedosahovalo takové rychlosti sběrnic, aby mohlo být aplikováno. Rovněž v potaz byla aplikována původní myšlenka generátoru srdečních impulsů, využívající digitálně analogový převodník, sestavený z rezistorového žebříku. Ten byl připojen na 16 digitálních výstupů desky Elvis II, kde se v prostředí Labview generoval určitý testovací průběh. Ačkoliv tato možnost byla do velké míry jediným zřejmým řešením, naprosto v aplikaci selhala z hlediska zahlcení sběrnice. Což bylo možné kompenzovat snížením datového toku snížením vzorkovací frekvence analogových výstupů do rozumné míry. Druhý problém nastal v tom, že docházelo mezi analogovými vstupy a výstupem tohoto převodníku ke zpoždění, které se při každém zapnutí měnilo a zároveň bylo v poměrně velkém rozsahu (400 až 600 ms).

Ročně je okolo 1 milionu nových kardiostimulátorů implantováno po celém světě. Z kterých je 250 tisíc ve Spojených státech amerických. Došlo k snížení mortality rizikových skupin pacientů, nejen díky vývoji této sféry. Nejen kladný dopad prodlužující život má tato implantabilní technika, ale také způsobuje komplikace ať už z důvodu transvenózních elektrod nebo prsní kapsy (infekce). Z důvodu těchto komplikací byly vyvíjeny na začátku 70. let kardiostimulátory, které se zavádějí aktivní fixací do apexu pravé komory. [22]

Přínos tohoto systému je možný při výuce, nejen z toho důvodu byla vytvořena deska plošných spojů v této práci. Možná je i klinická aplikace či experimentální laboratorní testování. Možná je také aplikace tohoto zapojení na desce PCI-6259 od fy výrobce NI, kdy ale musí dojít k odlišnému SW rozvržení, jelikož tato deska nepodporuje knihovnu DAQmx. Obrovský přínos má tento systém také z hlediska, kdy nahrazuje zcela programátor kardiostimulátorů. Cenově se oba tyto systémy značně liší, neboť řešení v této práci je mnohonásobně ekonomicky výhodnější, váhově mnohem lehčí, v případě poruchy desky lze velmi levně nahradit novým kusem. Lze tedy i do velké míry přiblížit veřejnosti kardiostimulační techniku a že se pouze nejedná o kovová pouzdra.

Snížení nebo zvýšení frekvence, zvýšení nebo snížení šířky a zpoždění impulsů lze měnit pomocí zapojení NE555, kde vstupem není čítač, ale vstupní napětí. Avšak toto nastavení by bylo značně komplikované. [19]

10. Závěr

Tato práce měla za cíl shrnout problematiku z oboru kardiostimulační techniky, z hlediska funkce srdce, elektrofyziologie a patologie tohoto orgánu. Následně navrhnout a realizovat rozšíření práce pana Ing. Thomase, HW a SW Labview pro simulaci elektrického signálu ze třech míst srdce, popsání jednotlivých součástí a otestování systému s reálným kardiostimulátorem.

Teoretická část se opírá o vznik srdečních impulsů a jejich šíření v srdci, patologie se zabývá arytmiemi, aby byla možná jejich aplikace v této práci, následně dochází k rozdělení těchto přístrojů, jejich kódování a rozdělení dle módů.

Chybějící třetí analogový výstup pro kardiostimulaci ze třech oblastí umělého obvodu srdce je možné vytvořit za pomoci čítače, který je přiveden na integrovaný obvod NE555. Popis předchozího řešení s rozšířeným, způsob generace, včetně popisu jednotlivých částí v simulaci a v reálném prostředí popisuje kapitola 4. V následujících kapitolách je popis předchozího řešení s rozšířením z hlediska SW, z hlediska uživatelského prostředí Labview a následné otestování s vybraným kardiostimulátorem.

Na základě provedeného měření a výpočtů je možné odhadnout nastavení příslušného kardiostimulátoru a s tím vyplývající možnosti otestování. Zjištění dolní meze tepů za minutu a stejně tak horní meze. Zjištění módu, v jakém kardiostimulátor pracuje, zjištění vlastností v reálném čase na základě událostí, které vytvoří simulátor elektrického modelu srdce při odpovědi kardiostimulátorem. Zjištění prahu amplitudy, který lze nastavit na příslušnou mez a s tím spojenou odpověď stimulací.

Literatura

- [1]. **Kenny, Tom.** *The nuts and bolts of cardiac resynchronization therapy*. Oxford : St. Jude Medical, 2007. 978-1-4051-5372-0.
- [2]. **Iaizzo, Paul A.** *Handbook of cardiac anatomy, physiology, and devices*. New Jersey : Humana Press Inc., 2005. 1-58829-443-9.
- [3]. **Korpas, David.** *Implantable Cardiac Devices*. New York : Springer Science+Business Media, 2013. 978-1-4614-6906-3.
- [4]. **Ellenbogen, Kenneth A. a Wood, Mark A.** *Cardiac Pacing and ICDs*. 4. vydání. USA : Blackwell Publishing, 2005.
- [5]. **Fogoros, Richard N.** *Electrophysiologic testing*. 4. Oxford : Blackwell publishing, 2006. 9781-4051-0478-4.
- [6]. **Foster, D. Bruce.** *Twelve-lead electrocardiography*. 2. Londýn : Springer-Verlag, 2007. 9781-84628-592-9.
- [7]. **Chow, Anthony W. C. a Buxton, Alfred E.** *Implantable cardiac pacemakers and defibrillators : all you wanted to know*. Haryana : Blackwell Publishing, 2006. 978-0-7279-1566-5.
- [8]. **Tsiperfal, Angela, a další.** *Cardiac Arrhythmia Management*. West Sussex : Blackwell Publishing, 2011. 978-0-8138-1667-8.
- [9]. **Silveira, Fernando a Flandre, Denis.** *Low power analog CMOS for cardiac pacemakers*. New York : Springer, 2004. 978-1-4419-5419-0.
- [10]. **Penhaker, Marek.** *Lékařské terapeutické přístroje*. Ostrava : VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2007. 978-80-248-1558-9.
- [11]. **Young-Jae, Min, a další.** Design of wavelet-based ECG detector for implantable cardiac pacemakers. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL CIRCUITS AND SYSTEMS*. IEEE, 2013, Sv. 7, 4, stránky 426-436.
- [12]. **Haddad, Sandro A.P. a Serdijn, Wouter A.** *Ultra Low-Power Biomedical Signal Processing: An Analog Wavelet Filter Approach*. Oslo : Springer Netherlands., 2009. ISBN 978-1-4020-9072-1.
- [13]. **Love, Charles J.** *Cardiac Pacemakers and Defibrillators, Second Edition*. Texas : Landes bioscience, 2006. 1-57059-691-3.
- [14]. **Das, Mithilesh Kumar.** *Modern Pacemakers - Present and Future*. Rijeka : InTech, 2011. 978-953-307-214-2.
- [15]. **Aaron B. Hesselson.** *Simplified Interpretation of Pacemaker ECGs*. New York : Blackwell Publishing, 2003. 978-1-4051-0372-5.
- [16]. **Moses, H. Weston, Mullin, James C. a Seto, Julia.** *A Practical Guide to Cardiac Pacing*. [editor] Charles W. Mitchell. 6th ed. Philadelphia (United States) : LWW, 2007.

- [17]. *NI Educational Laboratory Virtual Instrumentation Suite II Series (NI ELVISTMII Series) User Manual*. Austin, Texas : National Instruments, 2011.
- [18]. **Antošová, Marcela a Davídek, Vratislav**. *Číslicová technika*. 4., aktualiz. vyd. České Budějovice : Kopp, 2009. 978-80-7232-394-4.
- [19]. *NE555: 2182 Rev 6*. Ženeva, Švýcarsko : autor neznámý, 2012.
- [20]. **Rao, Venkata K., Sudha, Rama K. a Rao, Manmadha G**. *Pulse and digital circuits*. New Delhi : Dorling Kindersley, 2010. 9788131721353.
- [21]. **Hogervorst, Ron a Huijsing, Johan H**. *Design of Low-Voltage, Low-Power Operational Amplifier Cells*. 3. doplněné vydání. USA : Springer Science+Business Media, 2000.
- [22]. **Tjong, Fleur V.Y. a Vivek , Y. Reddy**. Permanent Leadless Cardiac Pacemaker Therapy. *Circulation*, 2017, Sv. I, 135.
- [23]. **Mont, L. a Brugada, J**. *A practical approach to clinical arrhythmology*. Barcelona : ICG Marge, SL, 2010. 978-84-92442-86-7.
- [24]. **Thomas, Jaroslav**. *Elektrický model srdce*. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Ostrava : autor neznámý, 2015. Diplomová práce.
- [25]. **Davey, P.C**. *Printed circuit board assembly*. 1. vydání. USA : Open University Press, 1989.
- [26]. **Hamilton, Charles**. *A Guide to Printed Circuit Board Design*. 1. Vydání. London : Butterworth & Co., 1984.
- [27]. **Kehtarnavaz, Nasser a Kim, Namjin**. *Digital Signal Processing System-Level Design Using LabVIEW*. 1. vydání. Texas (United States) : Elsevier, 2005.
- [28]. **Ashley, Euan A a Niebauer, Josef**. *Cardiology Explained*. 1st ed. London : Remedica, 2004.
- [29]. *Left atrial voltage, circulating biomarkers of fibrosis, and atrial fibrillation ablation: A prospective cohort study*. **Begg, Gordon A., a další**.
- [30]. **Jung, Walt, [editor]**. *Op Amp Applications Handbook*. 1st ed. USA : Elsevier, 2005.
- [31]. **KHAN, M. GABRIEL** . *Encyclopedua of hearth diseases*. USA : Elsevier Academic Press, 2006. 978-0-12-406061-6.
- [32]. **Winder, Steve**. *Analog and digital filter design*. New York : Elsevier Science, 2002. 978-07506-7547-5.

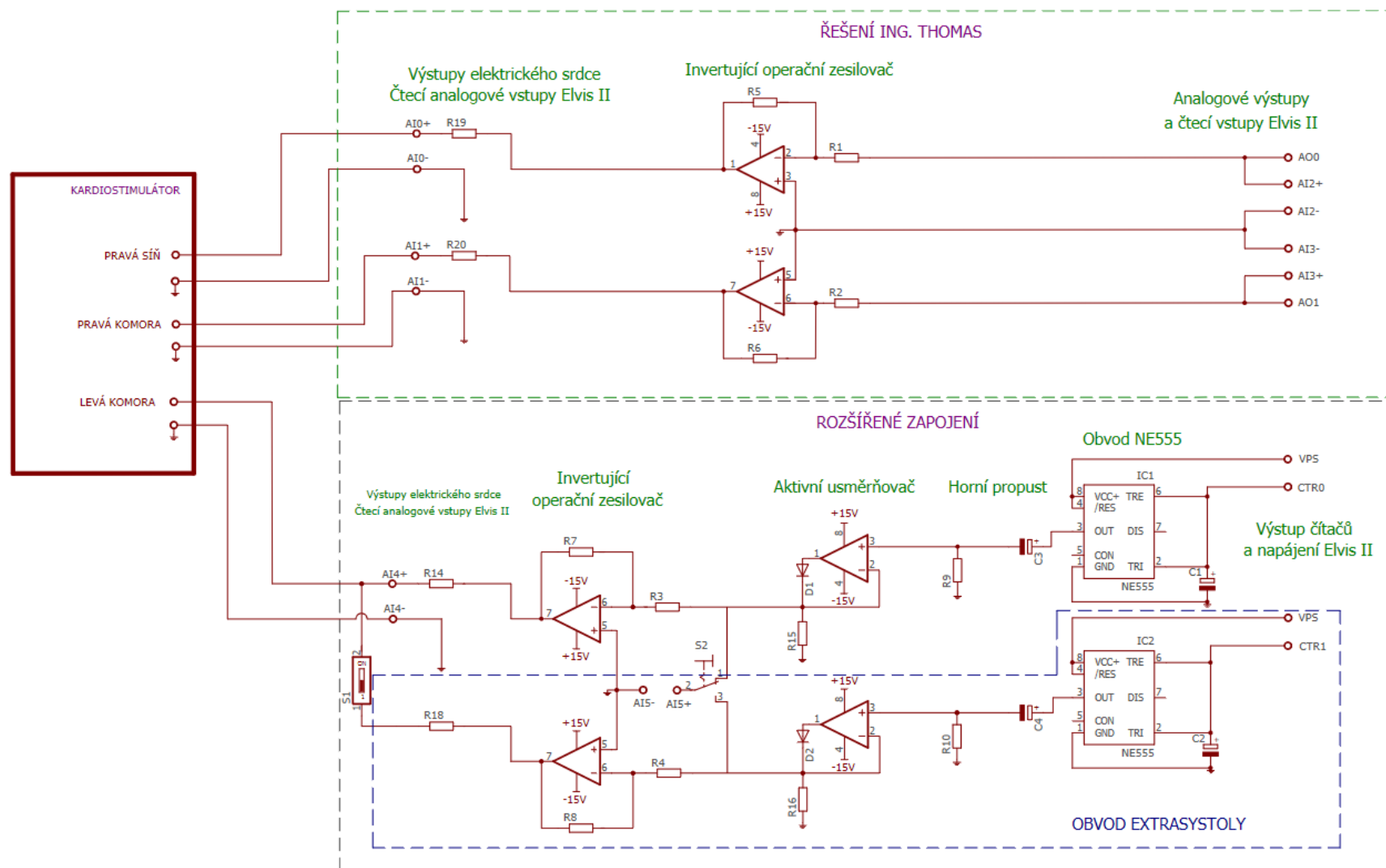
Přílohy

Příloha č. 1 – Pravdivostní tabulka klopného obvodu RST

Tabulka 5 - Pravdivostní tabulka klopného obvodu RST. [18]

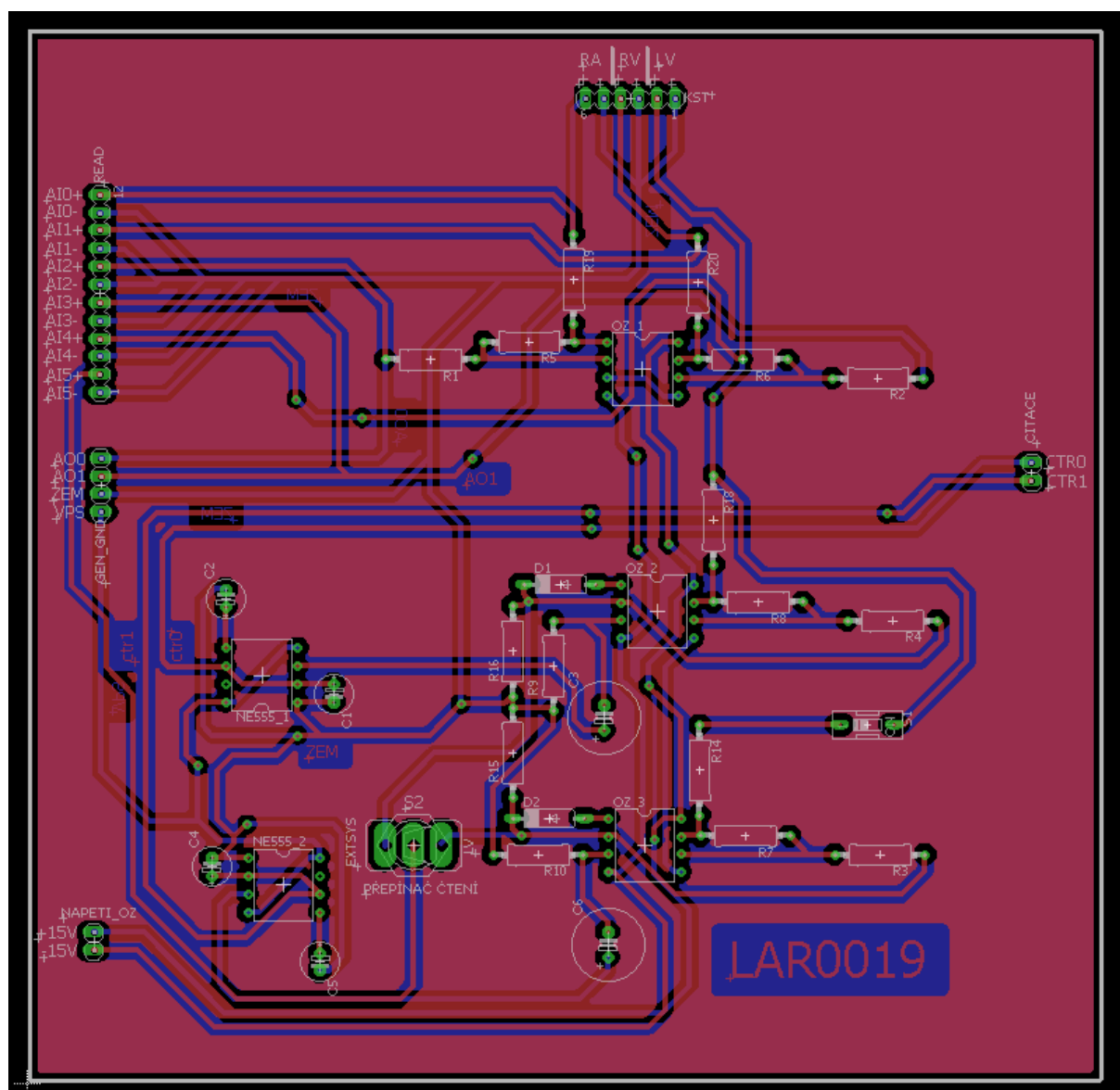
T	S	R	Q^{t+1}	Q^{t+1}
X	0	0	Q^t	Q^t
0	X	X	Q^t	Q^t
1	0	1	0	1
1	1	0	1	0
1	1	1	(1)	(1)

Příloha č. 2 – Schéma celého zapojení



Obrázek 39 – Schéma celého zapojení.

Příloha č. 3 – Finální podoba desky plošných spojů celého zapojení.



Obrázek 40 – Finální podoba desky plošných spojů celého zapojení.

Příloha č. 4 – Front Panel SW Labview elektrického modelu srdce.

Nastavení parametrů převodníku AD/DA

AO parametry
Vyber kanalu pro generování
Dev3/ao0:1
Vzorkovací frekvence zápisu na AO [S/s]
1000,00

AI parametry
Vyber kanalu pro čtení
Dev3/ai0:5
Vzorkovací frekvence pro analogový vstup [S/s]
1000,00
Počet měřených vzorků při každém cyklu [S]
500

Parametry čítače
Vyber kanalu levé komory
Dev3/ctr0
Frekvence levé komory [bpm]
60
Šířka impulsu levé komory [ms]
15
Zpoždění levé komory [ms]
120,000
Vyber kanalu extrasystoly levé komory
Dev3/ctr1
Frekvence extrasystoly levé komory [bpm]
60
Šířka impulsu levé extrasystoly [ms]
15
Zpoždění extrasystoly [ms]
120,000

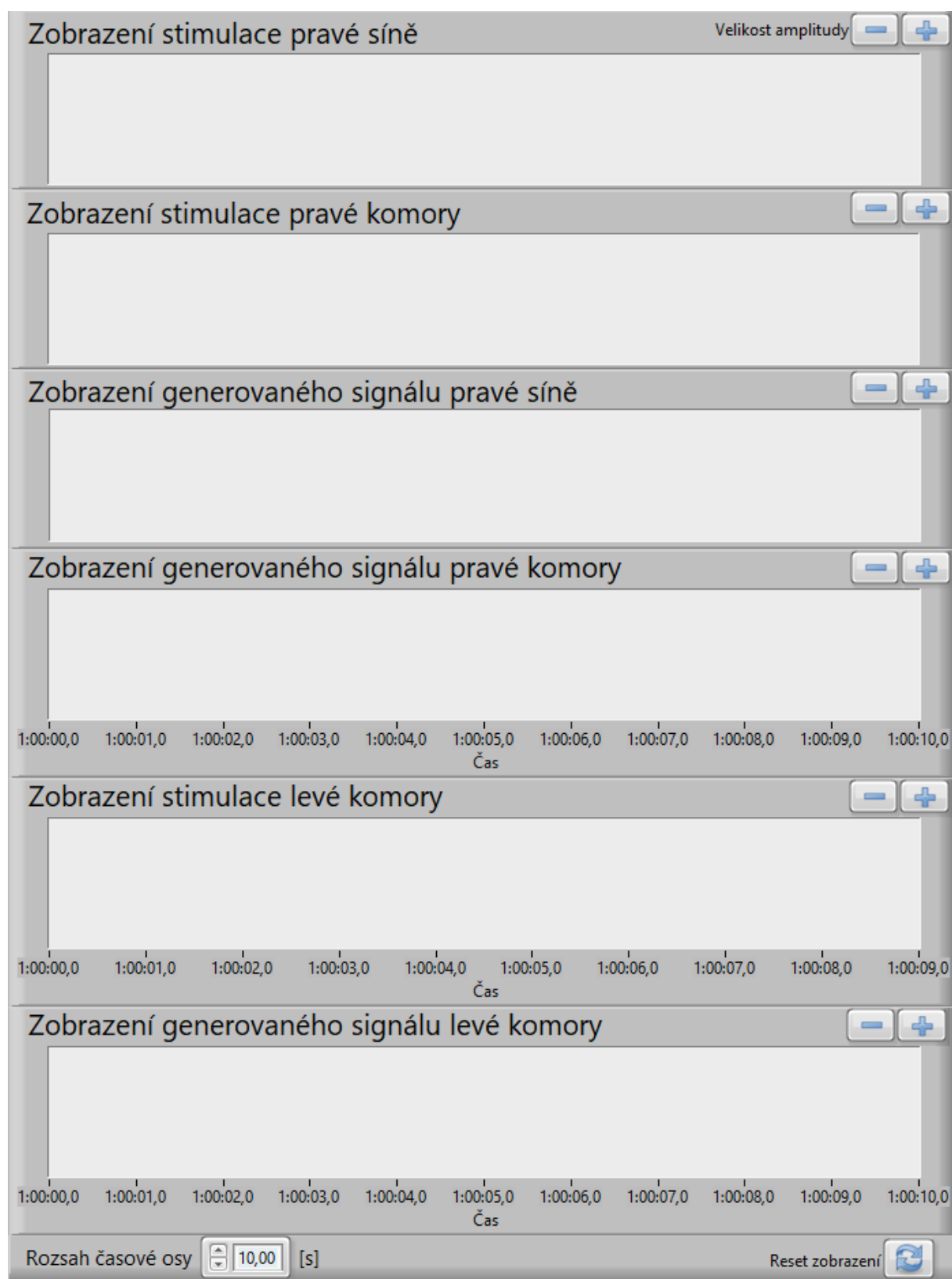
Nastavení modelu srdce
Fyziologické hodnoty
Frekvence síně
60 bpm
Frekvence komor
60 bpm
Zpoždění AV uzlu
120 [ms]
Popis generovaného signálu
Zde se zobrazí popis vybrané poruchy.
Amplituda impulsu pravé síně
10000-2500 [mV]
šířka impulsů [ms]
15
Amplituda impulsu pravé komory
10000-2500 [mV]
Tvar generovaného impulsu pravostranných dutin
20
Oblast zájmu PS
3
Oblast zájmu LK
3
Oblast zájmu PK
3

Zobrazení stimulace pravé síně
Velikost amplitudy
Zobrazení stimulace pravé komory
Zobrazení generovaného signálu pravé síně
Zobrazení generovaného signálu pravé komory
Zobrazení stimulace levé komory
Zobrazení generovaného signálu levé komory
Rozsah časové osy 10,00 [s]
Reset zobrazení

Parametry stimulace
Nastavení módu stimulace
Inhibice (I) ☐ Spouštění (T) ☒
Popis druhu stimulace
Zde se zobrazí popis vybrané poruchy.
Detailnější popis je součástí nápovědy pro tento virtuální přístroj (viz hlavní menu).
Amplituda stimulace síně 0 [V]
Frekvence stimulace síně 0 [bpm]
Amplituda stimulace komor 0 [V]
Frekvence stimulace komor 0 [bpm]
Stimulace pravé komory
Práh stimulace 0,00
Generování pravé komory
Práh generování 0,00
Stimulace levé komory
Práh stimulace 0,00
Generování levé komory
Práh generování 0,00
Stimulace pravé síně
Práh stimulace 0,00
Generování pravé síně
Práh generování 0,00
STOP **ZAVŘÍT PROGRAM**

Obrázek 41 – Front panel elektrického srdce pro tři dutiny srdeční

Příloha č. 5 – Zobrazení generovaných signálů a stimulace ze třech míst srdce.



Obrázek 42 – Zobrazení generovaných signálů a stimulace ze třech míst srdce.